



DIE LEHRE

VOM

ARTERIENPULS

NACH

EIGENEN VERSUCHEN UND BEOBACHTUNGEN

DARGESTELLT

VON

DR. LEONARD LANDOIS,
A. Ö. PROFESSOR DER UNIVERSITÄT GREIFSWALD.

Mit 193 eingedruckten Holzschnitten.

BERLIN, 1872.
VERLAG VON AUGUST HIRSCHWALD.
Unter den Linden No. 68.

Herrn

Dr. med. et phil. Julius Budge,

Geheimen Medizinalrathe, ord. ö. Professor der Anatomie und Physiologie, Director des anatomischen und physiologischen Instituts der Königlichen Universität Greifswald, Inhaber des rothen Adlerordens 4. Klasse, Laureaten der Akademie der Wissenschaften zu Paris und Brüssel, Mitgliede gelehrter Gesellschaften

aus Dankbarkeit und Hochachtung

gewidmet

vom Verfasser.



Vorwort.

Das vorliegende Werk war bereits in seinen Haupttheilen fertig im Sommer des Jahres 1870, als der plötzlich ausbrechende Krieg den Beginn des Druckes hindern sollte. Ich selbst fühlte mich veranlasst, freiwillig die friedlich wissenschaftliche Beschäftigung mit der practisch ärztlichen Thätigkeit auf dem Schlachtfelde und im Lager zu vertauschen und war dreiviertel Jahr als Feldstabsarzt beim 84sten Regimente thätig, mit welchem ich an der Belagerung und Einnahme von Metz, sowie an den grossen Schlachten von Orléans und Le Mans Theil nahm. Erst gegen Pfingsten 1871 kehrte ich zurück. Nochmals wurde Alles durchgearbeitet und noch hie und da ein neuer Versuch eingeschaltet.

Was die Arbeit selbst anbetrifft, so liegt das Hauptgewicht derselben in der Bestimmung der Form der Pulsbewegung. In dieser Beziehung habe ich zuerst nachgewiesen, dass dieselbe ausser dem sogenannten dikrotischen Nachschlage noch Bewegungserscheinungen aufweist, welche von der Schwingung der gespannten elastischen Arterienwand herrühren und die ich desshalb Elasticitätsschwingungen genannt habe.

In der Bestimmung der Form der Pulsbewegung liegt überhaupt der Schwerpunkt der ganzen Lehre vom Pulse. In dieser Beziehung weichen die Arbeiten von Vierordt, Marey und mir sehr auseinander. Vierordt glaubte, die Pulsbewegung bewirke eine einfache Ausdehnung und Zusammenziehung der Schlagaderwand.

Marey, und schon vor ihm Chelius, zeigten, dass der normale Puls ein dikrotischer sei. Aber wohl selten hat das Wort Goethe's: „einer neuen Wahrheit ist nichts schädlicher als ein alter Irrthum“ sich durchgreifender bewährt, als in der Pulslehre seit Marey. Das war der alte Irrthum, dass der dikrotische Puls stets ein krankhafter sei. Ich habe stets gegen ihn angekämpft, bis ich die zweite Art der Bewegung an der Pulscurve entdeckte. Wider sie streitet kein alter Irrthum, aber Zweifler werden sich sicherlich gegen sie erheben. Und diese möchte ich inständig bitten, die Versuche, welche ich mittheile und die so sehr leicht zu wiederholen sind, nachzumachen, und sie werden überzeugt werden. —

Die Grenzen und die Beschränktheit meiner Arbeit kennt Niemand besser und tiefer als ich selber.

Die Pulsbewegung in allen ihren Beziehungen zu bestimmen und auf mathematische Gesetze zurückzuführen, ist ein Gegenstand voll von ausserordentlichen Schwierigkeiten, vor denen selbst das Genie eines Euler zurückwich.

Wir stehen erst am Anfange. Noch viele strebsame und klarblickende Geister werden ihren Scharfsinn an den vielfältigen Problemen versuchen müssen. Aber „je weiter man in der Er-

fahrung fortrückt, desto näher kommt man dem Unerforschlichen."

Was die dem Texte eingedruckten Curven anlangt, so sind die den elastischen Schläuchen entnommenen fast sämmtlich mit meinem Angiographen verzeichnet, die von der lebenden Schlagader hingegen fast alle mit dem Marey'schen Sphygmographen. Man wolle hierin keine Inconsequenz erblicken, sondern vielmehr die Absicht des Verfassers, die Leistungen beider Instrumente nebeneinander zu stellen. Das Genauere über letztere liefert die eingehende Beurtheilung in den folgenden Blättern.

Ich habe mich bei der Darstellung der Pulsbewegungen natürlich vorzugsweise an das Normale, Physiologische gehalten. Den pathologischen Pulsformen ist indessen daneben stets die gebührende Rücksicht gezollt, sofern sie eine Erläuterung der Gesammterscheinungen bieten. Dagegen habe ich es unterlassen, von allen möglichen Krankheiten Pulsbilder mitzutheilen, da es denselben in den meisten Fällen an charakteristischen Zügen gebricht.

Für Wen das Buch bestimmt sei? — Zunächst glaube ich, dass dasselbe dem wissenschaftlich gebildeten, auf seine eigene Belehrung und auf den Fortschritt unserer Wissenschaft bedachten Arzte nicht unerwünscht sein kann. Er gewinnt eine neue Bereicherung der physikalisch - diagnostischen Untersuchung, welche den üblichen Methoden in hohem Maasse ebenbürtig ist. Die englischen und französischen Aerzte haben bereits seit Jahren in umfassender Weise den Sphygmographen mit Erfolg bei ihren diagnostischen Untersuchungen zu Rathe gezogen.

Sodann aber möchte ich das Werkchen der Beachtung der Fachgenossen empfehlen und ich würde mich glücklich schätzen, wenn sie in demselben ausser dem Nützlichen auch einen wirklichen Fortschritt und Gewinn für unsere schöne Wissenschaft erblickten.

Der Verfasser.

Inhalt.

Geschichtlicher Ueberblick über die Untersuchungen des Pulses.

§. 1.

Dass die pulsirende Bewegung des Herzens und der Schlagadern den Aerzten, ja selbst den Gebildeten des Alterthumes in ihren äusseren Erscheinungen nicht unbekannt sein konnte, lässt sich wohl mit aller Bestimmtheit von vorn herein annehmen. Schon Homer*) thut des Herzschlages Erwähnung und sicher wird ihm in gleicher Weise der Puls der Schlagadern bekannt gewesen sein, da man denselben so sehr leicht fühlen und, mit dem Kopfe auf einem Kissen ruhend, unschwer vernehmen kann.

In China soll schon um das Jahr 2639 v. Chr. Geb. der dritte König des Reiches, Hoam-Ty, mit dem Arzte Lipe eine Pulslehre ausgearbeitet haben**). Nach ihnen befindet sich Blut und Hauch in den Adern, welche der Pulsschlag in Bewegung erhält. Es wird die Aufstellung einer ganzen Menge verschiedener Pulsarten unter Entwickelung höchst merkwürdiger Vorstellungen versucht und, damit auch die practische Medizin nicht unberücksichtigt bleibe, wird für jede krankhafte Pulsart ein besonderes Heilmittel in Vorschlag gebracht.

Unter den griechischen Forschern hat bereits Democritos (geb. um 470 v. Chr.), der Vater der vergleichenden Anatomie,

---

*) Il. XXII. 452. *στήθεσι πάλλεται ἦτορ.* — Il. XXII 461 *παλλομένη κραδίην.*

**) Andr. Cleyer, Specimen medicinae Sinicae — Mich Boymii, clavis medica ad Sinarum doctrinam de pulsibus

den Pulsen seine Aufmerksamkeit zugewendet, wie Erotianus*) berichtet.

Aristoteles**) (384—322), der in der Kenntniss des Gefässapparates seine Vorgänger Syennesis und Polybus weit übertraf, hat mehr in anatomischer, als in physiologischer Hinsicht dem Gefässsysteme seine Aufmerksamkeit gewidmet und weiterhin im gesammten Systeme wiederum vorwiegend dem Herzen. Ihm gilt das Herz, dessen Entstehung im bebrüteten Eie demselben schon in erster Frühe als „punctum saliens“ bekannt war, als das bedeutungsvollste Organ, als die Akropolis des Leibes Es ist der Quell und erster Aufnahmsort des Blutes, von ihm gehen alle Adern aus, das Blut bereitet es in sich und giesst es in die Adern hinein. Wiewohl weiterhin dem Aristoteles der Unterschied zwischen arteriellem und venösem Blute bekannt gewesen zu sein scheint, so war der Kreislauf gleichwohl ungeahnt. Das Herz ist ferner Quell der Wärme und theilt diese dem Blute mit. Die Wärme ist es nun, welche die Bewegung des Herzens unterhält. Indem nämlich der eingeführte Nährsaft innerhalb des Herzens durch die dort herrschende Wärme zu Blut gekocht wird, entsteht eine Aufwallung, die eine Hebung des Herzens, die Pulsation desselben, bedingt. Diese Pulsation erstreckt sich nun vom Herzen aus auf alle Adern. Nach einer genaueren Beschreibung der den Adern somit mitgetheilten Bewegung suchen wir vergebens. Die Lehre, welche die Arterien als die das bewegende Pneuma führenden Organe ansieht, welche man dem Aristoteles früher irrthümlich zugeschrieben hat, ist ihm in Wirklichkeit fremd. In Bezug auf die Bedeutung des Herzens wollen wir endlich noch mittheilen, dass Aristoteles dasselbe als das Centralorgan aller Bewegung, sowie als Sitz der empfindenden Seele und als Ursprung der Empfindung betrachtet. In anatomischer Hinsicht unterschied er die Aorta und die untere Hohlvene und beschrieb eine ganze Anzahl anderer Adern recht genau. Dass wir von dem ausgezeichneten Forscher in Betreff

*) Erotianus, gloss. in Hippocrat edit. Franz. p. 382. *Ὁ Δημόκριτος δὲ φλεβοπαλίαν καλεῖ τὴν τῶν ἀρτεριῶν κίνησιν.*

**) Vgl Aristoteles' Thierkunde von Bona Meyer. Berlin 1855 p 425 ff.

der Pulsbewegung nur so sehr Weniges erfahren, hat darin seinen Grund, dass er mehr vergleichender Anatom, als Physiologe war. Wir werden vermuthen, dass die Aerzte uns bessere Aufschlüsse geben werden.

Hippocrates (460—377 v. Chr.) hat zuerst nach gewissen wissenschaftlichen Richtungen hin die Pulse beobachtet, wie Galenus*) ihm einräumt, indem er sagt: Omnium igitur, quos novimus, primus nomen pulsus Hippocrates litteris mandavit atque artem, quam complectitur, non videtur ignorasse; neque tamen hanc artis partem multum elaboravit.

Man findet beim Hippocrates bereits folgende pathologisch wichtige Arten der Pulse unterschieden: (σφυγμοὶ) βληχροί, debiles — ὀξέες, acuti — ἀειρόμενοι, elati — ἐλλείποντες, deficientes — πυκνότατοι, celerrimi — μέγιστοι, maximi — τρομώδεες, tremuli — νώθροι, rari. — Er bringt ferner gewisse Pulsarten in Zusammenhang mit bestimmten Erkrankungen; so erwähnt er z. B. die langsamen Pulse der Lethargischen, er bespricht die schlechte Prognose der (Typhus-) Kranken mit heftiger Pulsbewegung und unwillkürlichem Kothabgange u. dgl. Ueber die Beschaffenheit des normalen Pulses spricht Hippocrates sich nicht aus und man hat daher wohl mit Unrecht schliessen wollen, es sei demselben der normale Pulsschlag überhaupt unbekannt gewesen. Es lässt sich freilich nicht bestreiten, dass das Wort σφυγμός vorwiegend von ihm zur Bezeichnung abnormer Pulsthätigkeit benutzt wird, allein mit welchem Rechte kann man denn annehmen, dass ein gelehrter Arzt, welcher krankhaft veränderte Pulse beschreibt und deuten lehrt, die normalen gar nicht gekannt haben sollte? Freilich war dem grossen Practiker der Unterschied zwischen Arterien und Venen noch nicht bekannt und eben daher musste seine Fundamental-Anschauung über das eigentliche Wesen der Pulse naturgemäss eine irrige sein.

Praxagoras**) (350 v. Chr.) unterschied die pulsirenden Arterien von den nicht pulsirenden Venen. Allein er glaubte

---

*) Galen. de puls different Lib. I. c 2. — Vgl. auch Otto Schadewald, Sphygmologiae historia inde ab antiquissimis temporibus usque ad aetatem Paracelsi Diss. inaug. Berolin. 1866.

**) Galen de puls. different Lib. IV. c 2

noch — durch die Leerheit der Arterien nach dem Tode bewogen, — dass sich ein Hauch in den Schlagadern vorfinde.

In Uebereinstimmung mit Asklepiades und Philotimus nahm er an, dass die Arterien sich gleich dem Herzen durch eine ihnen innewohnende eigenthümliche pulsirende Kraft bewegen.

Ersterem Irrthume folgte auch Erasistratus*) († 280 v. Chr.). Allein dieser nahm mit Recht an, dass die Pulsbewegung der Arterien vom Herzen ausgehe. Dieser Forscher lehrte ferner, dass das Herz sich bewege durch die ihn selbst innewohnende Lebenskraft, zum Theil aber auch durch den Einfluss des Gehirnes. Die Pulsbewegung hingegen ist nach ihm eine rein passive, eine durch die active Bewegung des Herzens auf die Schlagadern übertragene Motion**). Ebenso urtheilte Rufus von Ephesus.

Von hohem Interesse ist ferner seine Ansicht, dass der Pulsschlag, eben desshalb, weil er vom Herzen ausgehe, in den dem Herzen näher belegenen Schlagadern früher auftrete, als in den peripherischen. Er hat dies offenbar durch gleichzeitige Prüfung centraler und peripherischer Pulse sicher gestellt. Hier stossen wir zuerst auf jene in der That richtige Auffassung der Pulsbewegung als einer vom Herzen fortschreitenden Wellenbewegung. Je mehr uns die Schärfe und Feinheit dieser Auffassung in Erstaunen versetzen, um so mehr muss es uns befremden, dass Galenus die Richtigkeit dieser gar nicht so schwer zu machenden Beobachtung geradezu läugnet, indem er sagt:***) „nam quod ait Erasistratus, semper priorem (scil. arteriae partem) moveri prius videri, sensus non probat“ Und an einer anderen Stelle†) bemerkt er in Betreff der von Erasistratus unter normalen Verhältnissen als wellenförmig fortschreitend bezeichneten Pulsbewegung: „... quod Erasistratus mentitur de rebus evidentibus. Omnes enim clare cernunt, omnes partes arteriarum eodem distendi tempore.“ — Rücksichtlich der Bezeichnung sei noch

---

*) Galen. An in arteriis sanguis, c. 2 — Synopsis de puls. c. 22.

**) Häser, Geschichte der Medizin 1853. pag. 156.

***) Galen. de puls different. Lib. I. c. 25

†) Galen. de causis puls. Lib II c. 8.

hervorgehoben, dass auch Erasistratus das Wort σφυγμὸς nur zur Bezeichnung abnormer Pulsbewegung gebraucht.

Apollonius, der Schüler des Erasistratus, vertrat dieselbe Ansicht; auch er stellt als Hauptsatz auf: „Pulsus est dilatatio arteriae, quae completione fit spiritus corde immissi.“ *)

Herophilus (300 v. Chr), ein Schüler des Praxagoras, Zeitgenosse des Erasistratus, der alexandrinischen Schule angehörig, hielt die Systole und Diastole der Arterien für eine denselben lediglich durch die Pulsation des Herzens übertragene Bewegung. Er unterschied mit grösserer Bestimmtheit als seine Vorgänger den normalen Puls, παλμὸς, von dem krankhaft erregten, σφυγμὸς. Nach Galenus Angaben ist er der Verfasser einer besonderen Schrift über die Pulse. Abweichend von Erasistratus lässt er in den Arterien Blut und Hauch zugleich sein und alle Schlagadern in gleichem Tempo sich zusammenziehen. In seiner Physiologie folgt er im Ganzen den Sätzen des Aristoteles. Ganz besonderes Gewicht legte er weiterhin auf die Bestimmung der Zeitverhältnisse der Dilatation und Contraction des Arterienrohres und verglich dieselben mit den Zeitzeichen der Musik, was ihm Galenus**) zu hohem Lobe anrechnet. Die Art und Weise, in welcher diese Vergleichung statt hatte, ist erst recht klar geworden durch die von dem berühmten Historiographen Daremberg***) gemachte Publikation des dem Rufus von Ephesus zugeschriebenen Werkes Σύνοψις περὶ σφυγμῶν, worin die Ansicht des Herophilus mitgetheilt wird. Nach ihm geht der Puls der Neugebornen im $^2/_4$ Takt, Systole und Diastole sind gleich lang und dauern jede $^1/_4$. Der Rhythmus ist also:



Er nennt diesen Puls δίχρονος und sein Rhythmus entspricht dem Versfusse Pyrrhichius. — Der Puls im Knabenalter schlägt im

*) Bei Galen. de puls. diff. Lib. IV. c 17.

**) Galen. de dignoscendis pulsibus Lib. II. c. 3. — Synops. de puls XII.

***) Traité sur le pouls, attribué à Rufus d'Éphèse, publié par Daremberg Paris 1846. IV 22.

$^3/_4$ Takt, $^2/_4$ kommen auf die Systole, $^1/_4$ auf die Diastole. Der Rhythmus ist also:



Er nennt ihn τρίχρονος, ähnlich einem ποδὶ τροχαίῳ. — Der Puls des Erwachsenen geht nach Herophilus im $^4/_4$ Takt, ἐκ χρόνων τεσσάρων, $^2/_4$ kommen auf die Systole und ebenso $^2/_4$ auf die Diastole. Der Rhythmus ist also:



ähnlich einem ποδὶ σπονδείῳ. — Der Puls der Greise endlich schlägt wiederum im $^3/_4$ Takt, ἐκ τριῶν χρόνων, aber die Systole hat $^1/_4$ und die Diastole $^2/_4$. Der Rhythmus ist also ähnlich einem Jambus:



In dem Oben citirten Werke finden wir nun weiterhin*) noch Beobachtungen des Pulses rücksichtlich seiner Grösse, seiner Fülle, seiner Celerität und seiner Schnelligkeit. Die Unterscheidung des σφυγμὸς ταχὺς und πυκνὸς (celer und frequens) ist mit aller Schärfe durchgeführt. Mit Recht wird hervorgehoben, dass, um die Celerität zu bestimmen, ein einziger Pulsschlag ausreiche, für die Frequenzbestimmung bedürfe es einer Reihe von Pulsen. Ausserdem wird der Puls nach dem Alter, in Fiebern und akuten Krankheiten unterschieden. Als besondere Hauptarten des Pulses werden weiterhin aufgeführt: Pulsus myurus (μυουρίζων), p. intercidens (παρεμπίπτων — gebrochener Puls), p. caprizans (δορκαδίζων), p formicans (μυρμηκίζων — unzählbarer kleiner Puls, z. B. bei Sterbenden), p. vermicularis (σκωληκίζων — insensibilis). —

Aegimius Heliensis, ein Zeitgenosse, wie es scheint des Vorigen, schrieb gleichfalls ein Werk über die Pulse, in welchem auch er den παλμὸς vom σφυγμὸς unterscheidet.

---

*) Häser, Gesch. d Med 1853. 139.

Wichtiger erscheint uns Archigenes, weil er zuerst dem dikrotischen Pulse seinen Namen gegeben hat und seine Entstehungsursache zu entziffern versuchte, wie Galenus*) sagt, geminis eum cum mallei ictibus in incudem assimilans. Archigenes glaubte nämlich, dass der Pulsschlag in einem Aufspringen, nicht in einer Dilatation der Schlagader bestehe und dass unter gewissen Bedingungen die von diesem Aufspringen zurücksinkende Arterie vermöge der Elasticität einen zweiten kleineren Nachsprung vollführe, ähnlich dem auf den Ambos niederfallenden Hammer, der seinen bekannten Nachschlag zu vollführen pflegt.

Von grosser Bedeutung und in gewissem Sinne erschöpfend sind die klassischen Arbeiten des Claudius Galenus (131 bis 201 n. Chr.) über den Puls. Er erkennt zunächst in der Pulsbewegung, nicht wie Archigenes, allein ein Aufspringen der Schlagader, sondern auch und vornehmlich eine Ausdehnung des Rohres. Weiterhin wird von ihm die Pulsbewegung in ihre einzelnen Phasen zerlegt. Die Pulsbewegung setzt sich nach ihm zusammen aus der Ausdehnung und der Zusammenziehung der Schlagader. Genauer noch lassen sich an dieser Bewegung vier Phasen**) unterscheiden, nämlich:

1) die Ausdehnung der Schlagader (distentio),
2) das Verharren in der Ausdehnung (quies externa),
3) die Zusammenziehung (contractio),
4) das Verharren in der Zusammenziehung (quies interna).

Bei der Distentio dehnt das Blut die Arterie sowohl im Dickendurchmesser als auch in der Länge aus, sie wird weiter und länger; das Umgekehrte hat natürlich statt bei der Contractio. Ausserdem nimmt Galenus beim Pulsschlage noch eine Lageveränderung der Arterie an.

Je nach den Zeitverhältnissen der Oben angeführten vier Phasen unterscheidet nun Galenus verschiedene Pulsarten. Geschieht die Distentio innerhalb einer kleinen Zeiteinheit, so entsteht eben hierdurch der Pulsus celer; der Pulsus tardus hingegen besteht darin, dass die Distentio eine lange Zeitdauer beansprucht.

---

*) Galen de prognosi ex puls. Lib. II c. 8.

**) Galen Synopsis de puls. c. 13.

Der Pulsus frequens oder rarus ist bedingt durch die Kürze oder Länge der Pausen, der quietes. Die Unterscheidung dieser letzteren bringt es mit sich, dass Galenus einen Pulsus frequens und rarus ex quiete interna oder ex quiete externa unterscheiden konnte, je nachdem die vorbenannte zweite oder vierte Pulsphase in Betracht kommen.

Von besonderem Interesse sind fernerhin die Mittheilungen des Galenus über den Pulsus dicrotus.*) Nach ihm besteht das Eigenthümliche desselben darin, dass die Arterie innerhalb der quies externa (also in dem Zustande der Dilatation), in welchem sie sowohl ausgedehnt, als auch aus ihrer Ruhelage gebracht ist, Vibrationen vollführe. Von diesen Vibrationen fühle man in der Regel nur eine, er habe aber auch einige Male eine doppelte Schwingung wahrgenommen. Er setzt also wohl voraus, dass in der That selbst noch mehrere Schwingungen, natürlich stets kleiner werdende, vorhanden sein können. Galenus erklärt also den Doppelschläger als durch elastische Nachschwingung des systolisch stark gespannten Arterienrohres hervorgebracht.

Der Pulsus caprizans unterscheidet sich vom P. dicrotus nach Galenus dadurch, dass bei diesem ersteren die Distentio durch eine kleine Pause zweitheilig wird. Weiterhin unterscheidet er noch den P. serrans, undosus, vermiculans, formicans, myurus (mit den Unterarten myurus recurrens, m. deficiens und m. deficiens recurrens), den durus und mollis, intercurrens, intermittens, deficiens, plenus, vacuus, vehemens.

Auch rücksichtlich des Pulsrhythmus unterscheidet Galenus manche Verschiedenheiten, namentlich gibt er dem Arzte zu bedenken, ob der Rhythmus des Pulses dem Alter des Individuums entsprechend sei oder nicht.

Unter denjenigen Potenzen, welche die Pulsbewegung beeinflussen, kennt Galenus Temperament, Geschlecht, Alter, Jahreszeit, Klima, Schlaf, Wachen, warme und kalte Bäder, Gemüthsaffecte, wie Zorn, Freude, Trauer, Furcht, und endlich gewisse Medicamente.

Die Pulslehre des Galenus nimmt unstreitig einen bewun-

---

*) Galen. de puls. different. Lib I. c. 6. u. 16.

derungswürdigen Standpunkt ein, weil eben ihr Urheber mit so ausserordentlicher Sorgfalt den Puls beobachten lehrte, während Celsus [25 v. Chr. — 50 n. Chr.]*) diesem Forschungsgebiete als der „falacissimae rei" zweifelnd und misstrauisch den Rücken wandte. So konnte denn auch das Lehrgebäude Galens Jahrhunderte hindurch die Quelle aller Forschungen über den Puls bleiben, aus welcher ein Theophilus Protospartharius, ein Aegidius Corboliensis, ein Mich. Savonarola und Andere schöpften. Ja selbst die moderne Forschung wird auf dieselbe mit Dankbarkeit und Wohlgefallen zurückblicken müssen.

Immerhin leidet die Pulslehre des Galenus an einem grossen und fundamentalen Irrthume. Er erklärte die Entstehung des Pulses durch eine vom Herzen auf die Arterien übergehende Kraft, die er σφυγμικὴ δύναμις nennt. Ist die Verbindung der Arterienwand mit dem Herzen aufgehoben, so kann die Uebertragung dieser Kraft nicht mehr stattfinden und der Puls erlischt. Zur Erhärtung dieses Satzes gibt er nun ein Experiment und zwar ein falsches. Er legt eine Schlagader eine ganze Strecke weit bloss, alsdann schneidet er ein Stück derselben heraus und stellt die Continuität durch ein eingebundenes starres Röhrchen wieder her. Und nun behauptet er: der Puls hört peripherisch von der starren Röhre auf. Das ist falsch. Der Puls bleibt fortbestehen, ich habe sogar jenseits des Röhrchens sphygmographiren können. Freilich bilden sich, wie auch schon Daremberg hervorhob, leicht Gerinnungen in der Röhre, die den Puls behindern, und eben diese müssen den Galenus betrogen haben. — Der besagte Irrthum von der Pulskraft verleitete sogar Galenus, die Diastole als den aktiven Theil der Herzbewegung zu betrachten. Diese nämlich sei dazu bestimmt, das Herz zu erweitern, damit es im Stande sei, das durch die Respiration der Lunge zugeführte Pneuma anzuziehen. In der Systole dagegen falle das Herz auf rein passive Weise in sich selbst zusammen und erzeuge durch sein Anschlagen an die Brustwand den Herzstoss, während es in der Diastole sich von der letzteren entferne.**) — Das benannte

*) Celsus, de medic. lib. III. c. 6.

**) cf Häser, Geschichte der Medizin 1853. pag. 156.

falsche Experiment des Galenus und die damit zusammenhängende Lehre von der Vis pulsifica war es nun, welches für lange Zeit Alle, denen die Erforschung der Pulsbewegung am Herzen gelegen, zum Gegenstand der Prüfung genommen haben. So musste denn die Lehre des Galenus zu Falle kommen. Schon Vesalius*) gab ihr den Todesstoss; er wiederholte den Versuch und sah gleichwohl jenseits der Röhre die Pulsbewegung fortdauern. Er schloss daraus, dass der Puls vom Herzen ausgehe. Zu gleichen Ergebnissen führten die Versuche von Cornelius, Plempius, Vieussens.

Wunderbarer Weise kam der geniale Harvey zu anderen Ergebnissen. Er läugnet zuerst die Möglichkeit des Versuches überhaupt, sodann aber erklärt er ihn, seine Möglichkeit angenommen, unbegreiflicher Weise für der Wahrheit gemäss. Letzteres thut auch Realdus Columbus.

Allein wir wollen trotz dieses Irrthumes nicht vergessen, dass mit dem grossen britischen Forscher (1628) das Morgenroth einer neuen Lehre aufleuchtete. Die Entdeckung des Kreislaufes konnte erst das ganze innere Wesen der Pulsbewegung aufklären. Harvey behauptet, dass das Herz sich bei der Systole erhebe und gegen die Brustwand schlage, dass es sich gleichzeitig nach allen Richtungen zusammenziehe, dass es härter und blasser werde und sich ganz wie ein Muskel verhalte, dass es bei der Contraction das Blut, seinen Inhalt, ausstosse. Rücksichtlich des Pulses lehrt er ferner, dass derselbe durch die Contraction des linken Ventrikels entstehe und durch den hierdurch dem Blute ertheilten Anstoss. Necessarium est concludere, circulari quodam motu in circuitu agitari in animalibus sanguinem; et esse in perpetuo motu, et hanc esse actionem sive functionem cordis, quam pulsu peragit, et omnino motus et pulsus cordis causam unam esse.**)

Die Lehre des Harvey erstreckt sich auf die Pulsbewegung soweit sie integrirender Theil der Blutbewegung ist. Die speci-

---

*) De fabrica corporis humani pag. 819. 820.

**) Exercitatio anatomica de motu cordis et sanguinis in animalibus. Francof. 1628.

fische Eigenthümlichkeit, Form und Zeitverhältnisse des Arterienpulses zu studiren, lag nicht im Bereiche der Aufgabe des britischen Physiologen. Hier behaupteten noch die Lehren des Galenus ihr angestammtes uraltes Recht.

Wenn wir nach Harvey noch einige andere Männer erwähnen, welche die Pulslehre gepflegt haben, so geschieht dies weniger wegen der Wichtigkeit ihrer Schriften, als vielmehr, um eine gewisse vollständige Uebersicht zu geben. J. Struth*) sucht nach Mitteln, die Pulsbewegungen zu messen, Floyer stellte ihre Zahl fest, F. N. Marquet verglich den Rhythmus des Pulsschlages, wie einst Herophilus, mit den Zeitzeichen der Musik, Solano de Luques entdeckte neue Pulsarten. Ausserdem sind noch zu erwähnen Bordeu, Fouquet, Michel, Albrecht v. Haller.

Eine neue Periode der Pulslehre beginnt in der Neuzeit mit der Einführung der instrumentalen Untersuchung der Pulsbewegung und namentlich mit der Aufzeichnung der sphygmographischen Curve. Einen schönen und glänzenden Wettstreit sehen wir vor unsern Augen sich entfalten. Physiologen und Kliniker streben nach demselben Ziele der Erforschung der wunderbaren Bewegung des Schlagaderrohres. Doch hier schweigt gegenwärtig noch die Geschichte. Die folgenden Blätter werden jedoch dem Leser alle jene Forscher vorführen und ihre Arbeiten kennzeichnen, welche sich um die Aufklärung der Lehre von dem Pulse besonders verdient gemacht haben.

Einleitende Bemerkungen zur Pulsuntersuchung.

§. 2.

Mit dem Namen Arterien-Puls bezeichnen wir die Bewegungserscheinungen, welche durch die Contraction der Ventrikel des Herzens in den Schlagadern des Körpers hervorgerufen werden.

In Anbetracht des Umstandes, dass pulsatorische Bewegungen an den Venen (abgesehen von dem Unduliren an den grossen

---

*) Sphygmica ars super 1200 annos perdita. Basil. 1555.

Stämmen nahe der Einmündung in das Atrium), oder an den Capillargefässen nur unter abnormen Verhältnissen zur Erscheinung kommen können, begreift man auch lediglich mit dem Namen Puls den Schlagader-Puls.

Mit vollem Rechte ist von Seiten der practischen Aerzte der Untersuchung des Pulses am Krankenbette grosse Bedeutung beigelegt worden, und es zeugt gewiss von dieser hohen Bedeutung, wenn der Arzt noch heute bei fast jeder ersten Begegnung mit dem Kranken dessen Radialis prüfend betastet. In unseren Zeiten freilich, in denen die physikalische Diagnostik dem Arzte so überaus reiche und sichere Mittel zur Erkennung der Krankheitszustände eröffnet hat, ist das Pulsfühlen leider oft genug auf den Werth eines gewissermassen conventionellen Aktes hinabgedrückt worden, auf einen oft wenig bedeutenden Handgriff, durch den der Arzt sich dem Kranken gegenüber introducirt, gerade wie durch das nach altem Brauche so sehr beliebte Zeigenlassen der Zunge.

Wir wollen es nicht als einen Rückschritt bezeichnen, dass dem einfachen Pulsfühlen nicht mehr jene hohe Bedeutung beigelegt wird, welche dasselbe bei den alten Aerzten genossen hat, allein nur unter einer Bedingung, der Bedingung nämlich, dass an die Stelle der einfachen Betastung eine instrumentale Erforschung des Pulses trete, die natürlich weitaus mehr leistet, als eine einfache Betastung es vermag. So lange eine solche jedoch nicht allgemein eingeführt ist, muss es freilich bei der Betastung bewenden bleiben, aber diese letztere soll mit Bedachtsamkeit und sorgfältiger Prüfung vorgenommen werden und dann vermag sie denn doch weitaus mehr zur Aufklärung gesunder und krankhafter Vorgänge zu leisten und reichlichere Anhaltspunkte für therapeutische Massnahmen zu gewähren, als manche Physiologen und Kliniker in unseren Tagen haben zugeben wollen. Wir halten es allerdings für im höchsten Grade zeitgemäss, dass von Seiten der Therapeuten eine genaue instrumentale Erforschung der pulsatorischen Bewegungen bei den Kranken eingeführt werde.

Der Instrumental-Untersuchung der Pulsbewegungen, als der wichtigsten Art der Untersuchung überhaupt, wollen wir daher zuerst unsere Betrachtungen zuwenden. Ihr schliessen wir

an die Betastung des Pulses, die Inspection und endlich die Auskultation desselben.

Instrumental-Erforschung der Pulsbewegungen.

§. 3.

Schon seit der Mitte des 18. Jahrhunderts (1744) macht sich das Bestreben kund, die pulsatorische Bewegungen des Blutes mit Hülfe von Instrumenten zu ergründen, seit den so berühmt gewordenen Versuchen des Predigers zu Teddington, Stephan Hales.*)

Sehen wir ab von theils älteren ungenügend beschriebenen, theils von neueren als verfehlt zu bezeichnenden Methoden, die Pulsbewegungen zu messen und zu bestimmen,**) so kann man die zum vorliegenden Zwecke angegebenen Instrumente eintheilen in zwei grosse Gruppen, von denen die einen anzuwenden sind bei völlig unverletztem Körper, die dem entsprechend auch hauptsächlich für die Erforschung menschlicher Pulse berechnet sind, während die anderen nur bei blossgelegter Schlagader oder sogar nur erst nach Eröffnung derselben zur Anwendung gezogen werden können.

Die erste Gruppe umfasst die eigentlichen Pulszeichner, Sphygmographen, Sphygmometer oder Sphygmoscope.***) Zu der zweiten Gruppe gehören die sogenannten Blutkraftmesser.

---

*) Statik des Geblütes. Aus dem Englischen; Halle 1748.

**) Hierher gehört die Mittheilung von J. Struth l. c. pag. 103. — Ferner Marquet, Nouvelle méthode pour connaitre le pouls par les notes de la musique. Nancy 1747. — Bordeu, Recherches sur le pouls par rapport aux crises. Paris 1756—1768. — Fouquet, Essai sur le pouls par rapport aux affections des principaux organes. 1767.

***) Nach dem Sprachgebrauche der Alten würde man unter einem Sphygmographen ein Instrument verstehen, welches für die Aufzeichnung krankhaft erregter Pulse bestimmt sei, — ein solches für Registrirung des normalen Pulsschlages würde passender Palmograph heissen. In demselben Sinne müsste man streng genommen unterscheiden zwischen Sphygmologie und Palmologie.

Wir beginnen unsere Besprechung mit den Instrumenten dieser letzteren Art.

Hales' Pulsmanometer, Poiseuille's Hämodynamometer.

§. 4.

Stephan Hales band zuerst, um sowohl den Seitendruck des Blutes, als auch die Pulswellen kenntlich zu machen, eine lange Glasröhre in die Gefässwand ein. Vierordt*) schlägt folgende Modifikation der Hales'schen Methode vor, nämlich die Glasröhre an ihrem unteren Ende mit einem Hahne zu versehen und dieselbe vor Oeffnen des Hahnes mit einer 5—6 Fuss hohen Flüssigkeitssäule, einer Lösung von Natrium carbonicum, zu füllen. Dadurch verhütet man sowohl einen zu starken Uebergang des Blutes in die Röhre, als auch die frühzeitige Gerinnung desselben und kann die Erscheinungen des Seitendruckes auf diese Weise ganz unvermittelt, und zwar ausgedrückt durch das natürlichste Maass, nämlich die Höhe der Flüssigkeitssäule selbst, zur Anschauung bringen.

Die Hales'sche Glasröhre besass an ihrem unteren Ende ein dünnes winkelig gegen die Glasröhre gebogenes Kupferröhrchen. Letzteres wurde durch die Seitenwand der verletzten Arterie so in das Innere der Schlagader hineingesteckt und festgebunden, dass die Oeffnung des Röhrchens gegen das Herz hinsah. Die Hales'sche Röhre stellt also eigentlich zugleich eine sogenannte Pitot'sche Röhre dar. Pitot bediente sich nämlich 1732, um die Strömungsgeschwindigkeit des Wassers in Flüssen zu bestimmen, einer rechtwinkelig gebogenen, an dem einen Ende trichterförmig erweiterten Glasröhre. Letzteres Ende tauchte er so unter das Niveau des Flusswassers, dass die Strömung gegen die Trichteröffnung gerichtet war. Nach dem Grade der Strömungsgeschwindigkeit steigt in dem anderen senkrecht aus dem Wasser stehenden Röhrenschenkel das Wasser empor, Diese Erhebung h ist die sogenannte Geschwindigkeithöhe der Hydrauliker,

---

*) Die Lehre vom Arterienpuls Braunschweig 1855. pag. 4.

d. h. der Fallraum, welcher der gesuchten Geschwindigkeit entspricht. Nach den Fallgesetzen ist, wenn $g = 9{,}81$ Meter ist, die zu ermittelnde Geschwindigkeit $c = \sqrt{2gh}$.

Die Hales'sche Röhre misst also nicht allein den Blutdruck, sondern sie müsste nach der Theorie der Pitot'schen Röhre zugleich auch die Schnelligkeit des Blutstromes anzeigen. Allein der letztere Werth ist gegen den ersteren verschwindend klein. Der Wunsch läge nahe genug, sagt Vierordt,*) die, übrigens schon in der hydraulischen Praxis wegen des geringen Werthes von h mit Schwierigkeiten verbundene Pitot'sche Methode auch in die Hämotachometrie einzuführen. Man müsste zwei Hämodynamometer neben einander so einsetzen, dass die Mündung des einen in der gewöhnlichen Weise einen rechten Winkel mit der Längsaxe des Blutgefässes bilden würde, während die Mündung des anderen dem Blutstrome gerade entgegengesetzt wäre. Das erste Dynamometer würde also die Spannung des Blutes, das zweite die Spannung + der Geschwindigkeitshöhe angeben müssen. Leider ist zur Erfüllung dieser experimentellen Aufgabe nicht die geringste Aussicht vorhanden. Die Geschwindigkeitshöhe ist, bei den in den grösseren Blutgefässen vorkommenden Stromschnellen, verschwindend klein gegenüber der Druckhöhe und es würde von dem Hämodynamometer verlangt, eine mittlere Differenz von etwa $\frac{1}{2}$ Mill. Quecksilberhöhe mit Sicherheit anzugeben.

Poiseuille's Haemodynamometer. Statt der Hales'schen Röhre wandte Poiseuille eine mit Quecksilber gefüllte Manometerröhre zur Bestimmung des Blutdruckes an. Das Instrument, Hämodynamometer genannt, kann sowohl in die Seitenwand des Gefässes, als auch in den Querschnitt des durchschnittenen eingebunden werden. Es ist bekannt, dass C. Ludwig das Instrument wesentlich vervollständigte, indem er auf die schwingende Quecksilbersäule einen Schwimmer mit Schreibvorrichtung setzte, der auf einer rotirenden Trommel die Druckhöhe und die Bewegungen der Pulswellen verzeichnete. So entstand der Blutwellenzeichner, das Kymographion.

*) Die Erscheinungen und Gesetze der Stromgeschwindigkeiten des Blutes. Frankfurt 1858 pag. 24.

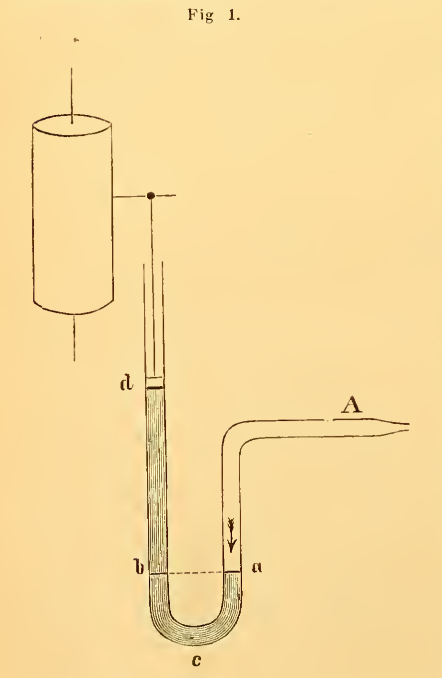
Ludwig's Kymographion, Experimentalkritik desselben.

§. 5.

Das von C. Ludwig construirte Instrument zur Registrirung des Blutdruckes und der Pulsbewegungen ist in seiner klassischen Einfachheit jedem Arzte bekannt. (Fig. 1.) Von seiner Entdeckung datirt eine neue Periode in der Lehre von der Blutbewegung. Wird das Instrument mit der lebendigen Schlagader in Verbindung gesetzt, so zeigt es einmal den Blutdruck in dem betreffenden Gefässe an und ausserdem verzeichnet es die pulsatorischen Bewegungen desselben. Wir müssen untersuchen, mit wie grosser Genauigkeit dies geschieht.

Mit vollem Rechte sagt A. Fick: „Ein entscheidendes Wort kann lediglich eine Experimentalkritik sprechen.“ Wir wollen daher auch an der Hand dieser unser Votum abgeben.

Fig 1.



Was zunächst die Markirung des mittleren Blutdruckes anbetrifft, so müssen wir dem Instrumente unbedingt vor allen anderen den unbestrittenen Vorrang einräumen.

Namentlich ist in dieser Beziehung der Apparat mit der von J. Setchenow*) angegebenen Modifikation besonders empfehlenswerth. Dieser Forscher bringt in der Mitte der unteren Biegung der Glasröhre (bei c) einen Hahn an. Dreht man letzteren, nachdem er anfänglich weit geöffnet war, nun nach und nach mehr zu, so verschwinden endlich die von den

*) Eine neue Methode, die mittlere Grösse des Blutdruckes in den Arterien zu bestimmen. — Zeitschrift für rationelle Medizin. XII pag. 334.

einzelnen Pulsschlägen herrührenden Druckvariationen, und der Schwimmer zeichnet eine gerade Linie als den präcisen Ausdruck für die mittlere Blutdruckhöhe in der Arterie.

In dieser Modifikation gleicht in der That das Instrument einer höchst empfindlichen Wage. Denken wir uns nämlich einmal vorläufig nur das Quecksilber *a c b* in der gebogenen Röhre vorhanden, alles andere sei entfernt. Die beiden Niveauflächen *a* und *b* bilden dann gleichsam die Wagschaalen: lege ich auf *a* ein schwimmendes Gewichtchen, so wird *b* steigen und umgekehrt. Lasse ich nun auf die Fläche *a* den Blutdruck einer Schlagader pressen, so wird nur dann Gleichgewicht bestehen bleiben können, wenn ich auf *b* als Gegengewicht die Quecksilbersäule *b d* setze. Es wird daher der Druck in einer Schlagader gemessen nach der Differenz der Niveaus des Quecksilbers in den beiden Schenkeln der Manometer-Röhre = *b d*.

In Betreff der zweiten Frage, mit welcher Genauigkeit das Kymographion die einzelnen Pulsbewegungen aufzeichne, wird uns die nun folgende von mir unternommene Experimentalkritik den gewünschten Aufschluss ertheilen.

Ich untersuchte zuerst, in welchem Tempo das Quecksilber für sich allein innerhalb der Manometerröhre hin- und herschwinge und ich fand, dass dasselbe bei mittelgrossen Schwankungen in meinem Instrumente 84 ganze Schwingungen in einer Minute vollführe. Bei diesem Versuche war das Instrument völlig frei, so dass die Luft direct die Niveauflächen des Quecksilbers berührte. Hierauf verband ich mit dem hierzu bestimmten einen Ende der Röhre (*A*) eine elastische Cautschuckröhre, welche 135 Centimeter lang war, und einen Durchmesser im Lichten von $6\frac{1}{2}$ MM. besass, bei einer Stärke der Wandung von $1\frac{1}{2}$ MM.

Diese Röhre füllte ich mit Wasser, bis es das Niveau des Quecksilbers erreichte und nachdem sorgfältig alle Luft entfernt war, verstärkte ich den Wasserdruck bis auf 70 MM. Quecksilber und verschloss nun endlich das freie Ende der elastischen Röhre vollständig. Unmittelbar vor die Verschlussstelle der Röhre legte ich eine 30 MM. breite Glasplatte so auf die elastische Röhre, dass allemal diese letztere an der Berührungsstelle comprimirt wurde, wenn ein Druck von Oben her die Glasplatte fest nieder-

drückte. Wurde dieselbe niedergedrückt gehalten, so war der dauernde Stand des Quecksilbers 86 MM. Letztere Zahl giebt uns also das Maximum des dauernden Niveaustandes an während dieser partiellen Compression der elastischen Röhre.

Sodann ermittelte ich die Schwingungsdauer der Quecksilbersäule bei dieser Anordnung, jedoch ohne die besagte partielle Compression und fand, dass bei mittelgrossen Schwankungen 112 ganze Schwingungen in einer Minute vollführt wurden.

Hierauf bestimmte ich, wie hoch das Quecksilber stieg, wenn ich ein einziges Mal schnell die Compression vollführte und unmittelbar darauf wieder aufhob. Bei diesem Versuche stieg die Quecksilbersäule bis auf 93 MM., überschritt also das Maximum des Quecksilberstandes bei ruhig andauernder Compression um 7 MM.

Von dieser Steigerung kehrte die Säule erst zur Ruhe auf 76 MM. zurück, nachdem sie 15 in ihrer Grösse stets abnehmende Oscillationen vollführt hatte.

Hieran schloss ich den Versuch, dass ich die Compression sehr schnell hintereinander, nämlich 76 Mal in der Viertelminute ausführte. Hierbei stieg die Quecksilbersäule nur bis auf 82, blieb also um 4 MM. unter dem ermittelten Maximum bei ruhig gehaltener Compression zurück.

Nunmehr vollführte ich die Compression intermittirend genau in der Zeitdauer, welche die Eigenschwingungen des Quecksilbers angegeben hatten. Hierbei stieg das Niveau stets mit jedem Schlage höher, bis es die Höhe von 112 MM. Quecksilber erreicht hatte. Das Quecksilber erreichte also hier einen Höhepunkt, der um 26 MM. das ermittelte Maximum von 86 MM. überragte.

Es musste nun ermittelt werden, wie die Schwingungen der Quecksilbersäule sich verhielten, wenn Druckschwankungen von ungleicher Zeitdauer auf sie einwirkten. Zu dem Behufe wurde die Compression des Schlauches anfänglich 112 Mal in der Minute ausgeführt, bis die Quecksilbersäule in lebhafte Oscillation versetzt worden war. Alsdann machte ich von Zeit zu Zeit an einer Compression einen schnellen Vorschlag, wodurch indessen gleichfalls das Rohr in derselben Weise comprimirt wurde. Wenn so zwischen die regelmässigen Compressionen, 112 in der Minute,

von Zeit zu Zeit eine schnelle Doppelcompression eingeschaltet wurde, so gab hiervon die schwingende Quecksilbersäule keine Andeutung. Obgleich also das betreffende Stück der Röhre statt eines, zwei Male in derselben Weise comprimirt worden war, machte das Quecksilber nur Eine grosse Schwingung. Hieraus folgt also, dass das Kymographion unter begünstigenden Umständen kurzdauernde Druckvariationen gar nicht vermerkt.

Ich vollführte noch einen anderen Versuch, der mit gleicher Deutlichkeit dasselbe zu erkennen gibt. Ich versetzte wiederum zuerst die Quecksilbersäule durch periodische Drucke von $\frac{1}{112}$ Minute in ergiebige Schwingungen und nachdem diese im Gange waren, änderte ich mit dem Eintritte der nächstfolgenden Schwingung plötzlich das Tempo der Compressionsbewegung, indem ich nun statt 112 in einer Minute 448 Mal, also vier Mal so häufig den Schlauch comprimirte. Registirte das Instrument die Druckschwankungen genau, so müsste sofort mit dem Eintritte des schnellen Tempo's die Quecksilbersäule auch 4 Mal schnellere Oscillationen zeigen müssen. Das war aber nicht der Fall. Das Quecksilber machte vielmehr nach dem Beginne des schnellen Druckwechsels erst noch 8 ganze Schwankungen von der Zeit des langsamen Tempo's. Die ersten dieser 8 Schwankungen zeigten keine Spur von dem neuen Tempo beigemischt, d. h. kleinere Oscillationen an den grossen Schwankungen; erst die letzteren liessen diese erkennen. Erst nach dem Verlaufe von diesen 8 Schwankungen, also nach $4{,}_{28}$ Sekunden hatte das Quecksilber Schwingungen angenommen, welche ungestört den schnelleren Compressionen entsprachen. Es waren also bis zu diesem Zeitmomente 32 schnelle Compressionen ausgeführt worden, von denen die ersteren gar nicht, die übrigen, durch die früheren langsameren Schwingungen gestört, zur Perception kamen.

Das Verhältniss wird sich natürlich noch ungünstiger gestalten, wenn man zwischen die periodischen langsamen Compressionen hin und wieder kürzere und zugleich weniger voluminöse einschaltet. Bis dahin hatte ich nur kurzdauernde Compressionen eingeschaltet, welche sich aber auf dieselbe Länge des elastischen Schlauches erstreckten, als die langdauernden.

Liess ich die Compression langsam auf den elastischen

Schlauch einwirken, so stieg das Quecksilber langsam bis zum Maximum bei 86 MM.; liess ich hingegen die Compression schnell einwirken, so stieg, wie ich schon angegeben habe, das Quecksilber über 86 hinaus bis auf 93 MM.

Endlich untersuchte ich, welchen Einfluss die Länge der elastischen Röhre, welche mit dem Kymographion in Verbindung steht und in welcher sich unter dem hohen Drucke die Flüssigkeit befindet, auf die Nachschwingungen der Quecksilbersäule ausübe. Die Eigenschwingungen des Quecksilbers allein für sich betrugen bei mittelgrossen Schwankungen in der freien Manometerröhre 84 in einer Minute ($1 = 0{,}_{71}$ Sekunden) Als mit der letzteren der beschriebene 135 Centimeter lange wassergefüllte Cautschuckschlauch in Verbindung gesetzt war, bei einem Drucke von 76 MM. Quecksilber, waren die Eigenschwingungen des einmal aus seiner Gleichgewichtslage gebrachten Metalles in 1 Minute ($1 = 0{,}_{54}$ Sekunden). Als ich endlich von demselben Schlauche nur 36 Centimeter unter demselben Drucke mit der Manometerröhre in Verbindung liess, waren die Nachschwingungen 124 in einer Minute ($1 = 0{,}_{48}$ Sekunden). Hieraus folgt, dass bei gleichem Drucke die Länge des mit dem Quecksilbermanometer in Verbindung gesetzten elastischen Rohres von Einfluss ist auf die Zahl der Nachschwingungen des flüssigen Metalles. Das beweist auch folgender Versuch. Ich setzte mit dem Manometer eine elastische Röhre in Verbindung von 90 Centimeter Länge, deren Wand 1 MM. und deren Lumen $8{,}_{5}$ MM. im Lichten maass. Die Röhre war bis zum Quecksilber mit Wasser gefüllt und am Ende geschlossen. Die Quecksilbersäule selbst zeigte, dass der Druck im Rohre 68 MM. betrug. Die Eigenschwingung des Quecksilbers war bei dieser Anordnung 22 in $\frac{1}{4}$ Minute Als der Schlauch bis auf 25 CM. abgeschnürt war, schwang bei demselben Drucke das Metall 35 Mal in $\frac{1}{4}$ Minute, als er endlich bis auf 5 CM. abgeschnürt war, schwang es bei demselben Drucke 60 Mal in $\frac{1}{4}$ Minute. Die Zahl der Schwingungen des Quecksilbers im Kymographion resultirt also aus der Zahl der Eigenschwingung des Metalls und aus den Schwingungen der gespannten Gefässwand.

§. 6.

Nach den Ergebnissen dieser Versuche kann das Urtheil über die Zuverlässigkeit des Quecksilbermanometers als Zeichner der pulsatorischen Bewegungen in den Schlagadern kein günstiges sein. Suchen wir die Ergebnisse der Versuche auf die Kreislaufsverhältnisse hin zu prüfen.

Es fragt sich zuerst, registrirt das Instrument die Zahl der Pulsationen richtig? Hierauf müssen wir antworten: in den meisten Fällen „ja". Aber es wird auch Ausnahmen geben, in denen dies nicht der Fall ist Denken wir uns die Nn. vagi werden gereizt, so dass das Herz nur seltene grosse Contractionen vollführt. Plötzlich werden momentan beide Nn. vagi durchschnitten und das Herz macht sofort bedeutend häufigere und kleinere Zusammenziehungen bei gesteigertem Drucke. Ich glaube nicht, dass das Quecksilber im Stande sein wird, den plötzlich eintretenden kleinen und schleunigen Druckschwankungen zu folgen. Indessen derartige Fälle, in denen langsame grosse Druckschwankungen bei niedrigem mittleren Drucke momentan schnelle kleine Variationen bei hohem mittleren Drucke folgen, sind immer doch nur selten; für weniger schroffen Wechsel will ich der Zahlangabe des Kymographions gern Vertrauen schenken.

Wir müssen nun sehen, in wiefern die vom Kymographion registrirte Form der Pulswellen den wirklichen Bewegungsvorgängen in der Arterie entspricht:

1) Wir haben gesehen, dass die Länge des mit dem Instrumente verbundenen elastischen Rohres von Einfluss ist auf die Zahl der Eigenschwingungen der unter dem erhöhten Drucke stehenden Quecksilbersäule. Daraus folgt, dass das Instrument in verschieden lange Arterien eingebunden, verschieden lang dauernde Eigenschwingungen vollführen muss.

2) Ist die Schnelligkeit des Pulses gleich, oder auch nur annähernd gleich der Eigenschwingung des Quecksilbers des in die Arterie eingebundenen Manometers, so wird die Grösse der verzeichneten Pulswellen bedeutend grös-

ser durch das Instrument angegeben, als es dem Zuwachs des Druckes bei jedem Pulse entspricht.

3) Diese übermässig grosse Darstellung findet, wenngleich im geringeren Grade, auch noch statt, wenn einzelne langsame Systolen erfolgen.

4) Bei sehr frequentem Pulse werden die verzeichneten Curven sämmtlich zu klein verzeichnet. Zu den Ergebnissen in 3 und 4 waren auch die Experimentalforschungen von Fick, Tachau und Schummer gelangt.

5) Die Grösse der verzeichneten Pulscurven kann also der Grösse der wirklichen Druckzunahme nur bei einer mittleren empirisch zu bestimmenden Pulsfrequenz entsprechen, aber auch nur dann, wenn diese mittlere Pulsfrequenz nicht annähernd gleich ist der Frequenz der Eigenschwingung des Quecksilbers in der eingebundenen Röhre. Daher wird wohl nur in seltenen Fällen die Curve die wahre Grösse der wirklichen systolischen Druckerhöhung anzeigen.

6) Combiniren sich grössere Quecksilberschwankungen, etwa in Folge forcirter Respirationsbewegungen, mit kleineren Pulsschwankungen, so können sogar letztere gänzlich verwischt werden.

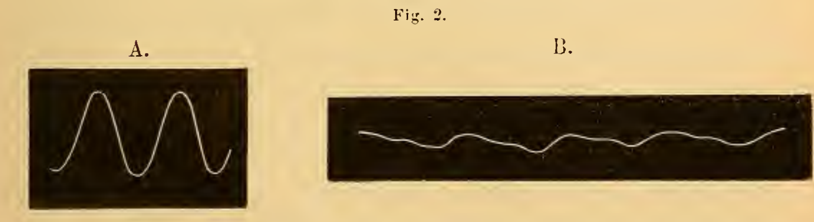
7) Was die Form jeder einzelnen Pulscurve insbesondere betrifft, so ist darauf zu achten, dass das Instrument überhaupt nur im Stande ist, dieselbe richtig wiederzugeben, wenn dasselbe in die Seitenwand des in seiner Continuität nicht unterbrochenen Gefässes eingebunden wird, und zwar ohne elastisches Mittelstück Wir wissen aus unsern Versuchen an elastischen Röhren und an den Pulsen, dass die Rückstosswellen um so später erscheinen, je länger das elastische Rohr ist, und umgekehrt um so früher, je kürzer dasselbe. Binden wir also das Manometer in den Querschnitt des durchschnittenen Gefässes ein, so verkürzen wir die Schlagader, müssen also nothwendiger Weise den Eintritt der Rückstosselevation beschleunigen.

8) In den zu Kymographion-Versuchen gewöhnlich benutzten Arterien des Hundes schliesst sich die Rückstosselevation so schnell an die primäre Pulserhebung an, dass das Quecksilber dieser schnellen und zugleich kleinen Druckvariationen nicht folgen kann Das Quecksilber schwankt hier nur nach dem Tempo des grösseren Pulsschlages und kann zwischengelegten viel kleineren Druckschwankungen nicht nachgeben. Aus diesem Grunde sind die Kymographioncurven bei der gewöhnlichen Applikationsweise meist einfachen gleichschenkeligen Hügelerhebungen ähnlich ohne jede Spur einer verzeichneten Rückstosselevation (Figur 2, A.).

9) Wir sind indessen wohl im Stande, an den Kymographioncurven einen Nachschlag verzeichnen zu lassen. Zu dem Behufe braucht man nur die durchschnittene Arterie mit dem Instrumente mit einem elastischen Cautschuckschlauche zu verbinden, welcher in Verbindung mit der Arterie ein so langes elastisches Rohr darstellt, dass die Quecksilberschwingungen etwa halb so lang sind, als die Zeit zwischen zwei Systolen. Alsdann schwankt das Quecksilber periodisch sowohl bei jeder Systole, als auch in der Mitte zwischen zweien Systolen in Folge der Eigenschwingung. Die systolischen Schwankungen sind grösser alsdann, als die von den Eigenschwingungen herrührenden. Ich habe Pulscurven der Art. femoralis eines grossen gesunden Hundes auf die angegebene Weise deutlich mit derartigem dikrotischem Nachschlage verzeichnet (Figur 2, B.)

Fig. 2.

A. B.



Natürlich ist das kein normaler Dicrotus, sondern nur ein Pseudo-dicrotus, lediglich durch Nachschwingung des durch die Systole in Bewegung gesetzten Quecksilbers

erzeugt. Möglich ist es allerdings immerhin, dass die in der combinirten elastischen Röhre wirklich vorhandene Rückstosselevation zur deutlichen Ausbildung der sekundären Erhebung an der Curve beigetragen haben mag.

Auch noch unter anderen Verhältnissen kommt die Rückstosselevation an den Pulscurven des Kymographions mitunter zur Erscheinung. Allein, unbeständig wie sie ist, liefert sie uns eben durch ihre Unbeständigkeit den Beweis für die Unzuverlässigkeit des Instrumentes.

10) Das Kymographion verzeichnet nicht richtig die Verhältnisse der Pulscelerität, d. h. die Abscissen für die Zeiten der Systole und Diastole des Pulses sind in unrichtigem Verhältnisse dargestellt, und zwar zeichnet das Instrument die Systole zu lang, die Diastole zu kurz. Der Grund für diese Verunstaltung liegt in dem zeitlich annnähernd gleichmässigen Hin- und Herschwanken des Quecksilbers.

11) Elasticitätsschwankungen der Arterienwand vermag das Kymographion nicht anzugeben. Desshalb nicht, weil das Instrument überhaupt kurzperiodische Druckvariationen, welche gleichzeitig mit grossen einhergehen, oft nicht zu registriren im Stande ist, da das Quecksilber meist nur den grossen Schwankungen Folge gibt.

Fassen wir schliesslich unser Urtheil über das Kymographion als registrirendes Instrument für die Druckschwankungen im Arteriensystem zusammen, so lautet dasselbe:

Das Kymographion ist als Anzeiger des mittleren Blutdruckes unübertroffen und das beste aller Instrumente hierfür; ausserdem gibt es die Zahl der Pulsschläge richtig an mit Ausnahme in der Periode, wo ein äusserst frequenter Puls momentan sich einem verlangsamten anschliesst. Dagegen ist die Grösse der verzeichneten Pulscurven nur in Ausnahmefällen der systolischen Druckvariation entsprechend und die Form der Pulscurve ist gänzlich verschieden von der wahren Bewegung in der Arterie.

Auf die Unzulänglichkeit des Kymographions als Pulscurven zeichnendes Instrument hat schon früher Vierordt*) hingewiesen, und zwar mit Recht. Auch Valentin hatte Bedenken geäussert; den ersteren dieser beiden Forscher leitete bei diesem Urtheile zum Theil die eigene Experimentation, zum Theil ein von Redtenbacher**) gegebenes Calcul. Das letztere ist hingegen, wie A Fick***) zuerst hervorhob, nicht durchweg zutreffend, denn Redtenbacher hat die Unzulänglichkeit des Instrumentes herleiten wollen aus den Eigenschwingungen des Quecksilbers Hierbei hat er aber den Widerstand unberücksichtigt gelassen, welchen die Pulsbewegungen in der Schlagader fortwährend diesen Eigenschwingungen entgegensetzen. Denken wir uns die Pulsbewegungen auf das in seinen Eigenschwingungen oscillirende Quecksilber einwirken, so legen sich offenbar zwei Schwingungsperioden übereinander, nämlich die der Eigenschwingungen des Quecksilbers und die der Variationen des Blutdruckes. A. Fick und mit ihm Mach glaubt nun, dass die Eigenschwingungen des Quecksilbers des Widerstandes von Seiten der Pulsbewegung wegen allmählich abnehmen müssen und dass sie endlich unmerklich werden können. Hiermit war natürlich das letzte Wort in dieser Sache nicht gesprochen.

Ich glaube nicht, dass sich die Frage über die Zuverlässigkeit des Instrumentes überhaupt durch das Calcul allein lösen lassen wird, und bin daher zur vorstehenden Experimentalkritik veranlasst worden.

Fick's Blutwellenzeichner.

§. 7.

Fick beschreibt den von ihm construirten Blutwellenzeichner in folgender Weise:†)

„An die Stelle des Quecksilbermanometers tritt das Bour-

---

*) Lehre vom Arterienpuls. pag. 4—14.

**) In Vierordt's Buch, und Archiv für physiologische Heilkunde. II. p 135.

***) Medizinische Physik pag. 473.

†) Ein neuer Blutwellenzeichner. Archiv für Anatomie, Physiologie etc von Reichert und Dubois-Reymond. 1864. pag. 583–589.

don'sche Manometer, d. h. eine hohle Messingfeder von flach elliptischem Querschnitt. Sie ist kreisförmig gekrümmt. Das eine Ende ist fest, das andere frei. Bekanntlich streckt sich eine solche Feder, wenn in ihrem Innern der Druck steigt. Bei meinem neuen Blutwellenzeichner ist die Feder mit Alkohol gefüllt, und ihr Inneres wird durch geeignete Schläuche mit dem Blutgefässe in Verbindung gesetzt Die Schläuche sind natürlich mit kohlensaurer Natronlösung gefüllt. Den Schwankungen des Blutdruckes entsprechend macht nun das freie Federende ganz kleine, kaum sichtbare Bewegungen. Diese werden durch ein Hebelwerk auf eine Stahlspitze in vergrössertem Maassstabe übertragen. Das Hebelwerk stellt eine in der technischen Mechanik sogenannte „Gradfächerung" dar, und das ganze ist so am Stativ des Kymographion befestigt, dass die Stahlspitze sich nur in einer den Seiten der Trommel parallelen Senkrechten auf- und abbewegen kann Lehnt also die Spitze gerade an die berusste und gedrehte Trommel, so zeichnet sie, wenn der Druck schwankt, eine Wellenlinie auf dieselbe, in derselben Weise, wie der Zeichenstift am Schwimmer des Quecksilbermanometers. Das Hebelwerk ist aus schmalen Schilfstreifchen verfertigt, so dass es im Ganzen nur einige Decigramme wiegt. Wegen der grossen Uebersetzung — sie ist in dem einen bis jetzt ausgeführten Exemplare etwa 30fach — war gleichwohl die Rückwirkung der Trägheit des Hebelwerkes auf das Federende nicht unbedeutend und das Instrument zeigte daher noch immer höchst störende Eigenschwingungen, sowie sehr rapide Druckschwankungen darauf wirkten. Diesem einzigen noch übrigen Uebelstande wurde jedoch auf's vollständigste abgeholfen durch Einführung eines Widerstandes gegen die Bewegungen des Hebelwerkes. Der den Zeichenstift tragende Hebel wurde nämlich nach unten um etwas verlängert, und an sein Ende ein Papierblättchen befestigt, das sich in Oel bewegt."

Fick hat im Vereine mit Tachau das neue Instrument einer Experimentalkritik unterzogen, die sich sehr günstig über dasselbe geäussert hat *) Behufs der Prüfung wurde eine kleine

*) Siehe die Oben citirte Arbeit von Fick; ferner Tachau Experimentalkritik eines neuen von A. Fick construirten Blutwellenzeichners. Zürich 1864. (Dissertation.)

Spritze mit dem Innern der Manometerfeder in Verbindung gesetzt und es wurde nun der Stempel zwischen den beiden extremsten Lagen bald schnell, bald langsam hin- und herbewegt. Hierbei zeigte sich nun, dass der Zeichenstift sich gleichfalls innerhalb zweier entsprechenden extremsten Lagen bewegte. Fehlerhaft arbeitete dagegen das im Vergleich mitgeprüfte Kymographion. Dieses letztere vermochte nur die Bewegungen richtig zu verzeichnen, wenn dieselben in einem bestimmten Tempo ausgeführt wurden. Schnellere Bewegungen zeichnete es hingegen stets zu klein, langsamere stets zu gross. Das neue Federmanometer war überdies im Stande, Einzelheiten im Gange der Druckschwankungen völlig richtig zu registriren, von denen das Kymographium keine Spuren andeutete.

Später hat Schummer*) eine vergleichende Prüfung des Kymographions und des Fick'schen Federmanometers vorgenommen. In den meisten Versuchen wurde in eine grössere Schlagader von Hunden oder Kälbern eine gabelförmige Röhre eingebunden und mit der einen Gabel das Kymographion, mit der anderen das Federmanometer in Verbindung gesetzt Es wurden nun sowohl bei normaler Herzthätigkeit, als auch bei vermehrter Action in Folge der Vagidurchschneidung und endlich bei retardirter Bewegung in Folge von Vagusreizung Curven von beiden Instrumenten registrirt. Im Allgemeinen kam nun Schummer zu denselben Resultaten, welche auch Fick und Tachau erzielt hatten. Bei mittlerer Pulsfrequenz (80—90 in der Minute) und normaler Energie des Herzens zeichneten beide Instrumente ziemlich gleich nach Grösse und Form

Allein das Zeitverhältniss zwischen Systole und Diastole verzeichnete das Quecksilbermanometer fehlerhaft und entstellt. Bei beschleunigter Herzaction zeichnete sich wiederum das letztere Instrument durch fehlerhafte, nämlich durch zu klein registrirte Curven aus, bei verminderter Herzaction durch relativ zu grosse, gerade wie Fick und Tachau angegeben haben. Traten bei den Versuchen beträchtliche Druckschwankungen ein in Folge abnor-

---

*) A. F. Schummer, Vergleichende Prüfung der Pulswellenzeichner von C. Ludwig und A. Fick. Dissertation, Dorpat 1867.

mer Athembewegungen, so gab das Kymographion nur diese an und noch dazu vergrössert und ungenau und die Pulswellen konnten dann sogar ganz fehlen. Das Fick'sche Instrument gab hiergegen stets treuere Bilder der Druckschwankungen an.

Dahingegen hatte auch das Federmanometer seine Mängel: Die Dehnbarkeit der Feder nahm ab mit der Zunahme der Spannung. Als der grösste Mangel aber ist unzweifelhaft der zu bezeichnen, dass bei längerer Anspannung während der Anwendung die Feder an Elasticität verliert. Möglich ist es auch, dass die vom Blute her dem Instrumente allmählich mitgetheilte Wärme die Schwingungen alterirt. Schummer sah sich desshalb genöthigt, von Zeit zu Zeit nach dem Quecksilbermanometer das Instrument aufs Neue zu graduiren.

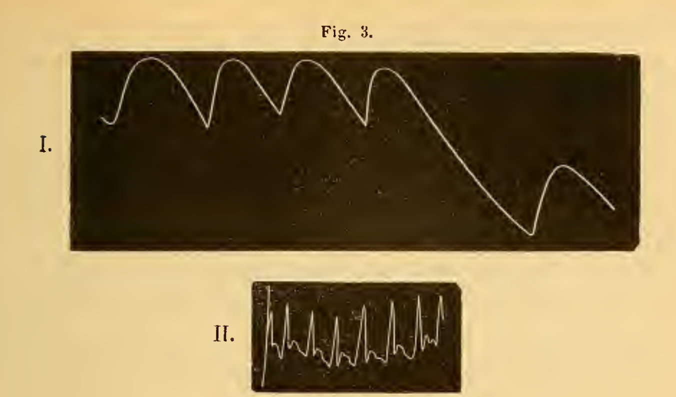
Fick*) hat weiterhin mit seinem neuen Instrumente die Form der Blutwellen in den Arterien zu bestimmen gesucht.

„Mit Hülfe meines neuen Kymographion“ — so schreibt er, „habe ich die wahre Form der Blutwelle in der Arteria cruralis des Hundes ermittelt; sie ist folgende: (Siehe Figur 3, I) Der Druck steigt sehr rasch bis beinahe zum Maximum, dann langsamer; er erreicht das Maximum verhältnissmässig lange, ehe die Hälfte der Pulsdauer verstrichen ist Er sinkt vom Maximum herab mit anfangs zunehmender und später constant bleibender Geschwindigkeit, die sehr bedeutend geringer ist, als die Geschwindigkeit des ersten Ansteigens. Bei langdauernder Pause (namentlich bei Vagusreizung) wird die Geschwindigkeit der Druckabnahme allmählich kleiner, so dass der absteigende Theil der Wellenlinie krumm und zwar convex gegen die Abscissenaxe ist. Hat der Druck sein Minimum erreicht, so erfolgt das rapide Ansteigen in der nachfolgenden Welle ganz plötzlich. Die ganze am Kymographion erscheinende Wellenlinie kehrt also nach unten scharfe Knicke, nach oben gerundete Kuppen Diese letzteren haben oft sogar ein kleines waagerechtes Stück auf der höchsten Höhe, d. h. der Druck hält sich auf seinem Maximum oft eine kleine Zeit merklich constant.

---

*) Ueber die Form der Blutwelle in den Arterien. Centralblatt für die medizinischen Wissenschaften. 1864. No. 50. pag. 785. Vorläufige Mittheilung.

Fig. 3.



Beistehende Zeichnung (Figur 3, I.) gibt eine Idee von der Form der Pulswelle. Von den bisherigen graphischen Darstellungen der Pulswelle kommen der meinigen die mit dem Marey'schen Sphygmographen ausgeführten (Fig. 3. II. — Fig. 63 E.) am nächsten, wenn man die Zacken in Abzug bringt, die ganz offenbar von Eigenschwingungen dieses letzteren Instrumentes herrühren."

Wenn wir auf Grund der vorliegenden Prüfungen und der von Seiten anderer Instrumente gewonnenen Thatsachen das Fick'sche Federmanometer einer Beurtheilung unterziehen wollen, so müssen wir folgende zwei Fragen beantworten:

1) Ist das Federmanometer ein genauer und zuverlässiger Druckmesser des Blutes?

2) Bildet dasselbe die Form der Pulswellen genau ab?

In Bezug auf die erste Frage kommen zwei verschiedene Momente in Betracht, nämlich, wie steht es mit der Angabe des mittleren Blutdruckes und ferner wie markirt das Instrument plötzliche grössere und kleinere Druckschwankungen?

Den mittleren Blutdruck vermag das Instrument nicht mit jener Genauigkeit anzugeben, wie das Ludwig'sche Kymographion, weil nämlich, wie die Schummer'sche Experimentalkritik gelehrt hat, das Instrument während längerer Anwendung an Elasticität seiner Feder Einbusse erleidet, und weil die Dehnbarkeit der Hohlfeder mit der Zunahme der Spannung abnimmt? Ich bedauere, dass ich selbst nicht in der Lage gewesen bin, das Fick'sche

Instrument hierauf hin zu prüfen und hebe besonders hervor, dass ich mich auf Schummer's Angaben lediglich stützen muss.

Steht das Instrument demnach in der Angabe des mittleren Druckes dem Ludwig'schen Kymographion unbedingt nach, so hat es vor diesem jedoch den Vorzug, dass es plötzliche Druckschwankungen im Arterienrohre weit correkter registrirt, als die schwingende Quecksilbersäule.

Rücksichtlich der zweiten Frage, ob das Fick'sche Instrument im Stande sei, die Form der Pulswellen genau wiederzugeben, müssen wir dieses nach Maassgabe der von Fick selbst mitgetheilten Curve der vorstehenden Figur 3, I. verneinen. Die grosse Verschiedenheit dieser Figur mit den vom Marey'schen Instrumente an der Cruralis des Hundes registrirten (Fig. 3, II. — Fig. 63. E.) die wir als die richtigen betrachten müssen, leuchtet sofort ein.

Das Instrument zeichnet nämlich weder die Rückstosselevation, noch die Elasticitätsschwankungen, auch lässt sich der abgerundeten Spitzen wegen die Pulscelerität schwerlich aus den Curven bestimmen. Ich will noch auf einen Umstand an dieser Stelle aufmerksam machen.

Das Fick'sche Instrument würde überhaupt nur im Stande sein, genaue Pulscurven zu verzeichnen, wenn man es seitlich in der Wand der Arterie befestigte, so dass letztere selbst in ihrem Verlaufe dadurch nicht unterbrochen wurde. Wollte man dasselbe in den Querschnitt einbinden, so würde dadurch schon überhaupt jede Möglichkeit, genaue Pulscurven zu liefern, beseitigt sein. Denn dadurch wird ja die Länge der Schlagader verkürzt. Von der Länge hängt aber durchaus das frühere oder spätere Auftreten der von mir als Rückstosselevation bezeichneten secundären Welle ab. Ich verweise in dieser Beziehung auf die weiter unten mitgetheilten Versuche von elastischen Schläuchen.

Fick selbst hat schon ein Jahr nach der Erfindung seines Instrumentes, in Bezug auf die Zeichnung genauer Pulswellenbilder, die Schwächen des Federmanometers wohl eingesehen und hat sein herbes Urtheil über den Marey'schen Sphygmographen, der „ganz offenbar" Nachschwingungen verzeichnen sollte, mässigen müssen Ich erinnere mich noch der kurzen Discussion im Herbste 1865 auf der Naturforscher-Versammlung in Hannover

im Schoosse der anatomisch-physiologischen Section v. Wittich nahm damals den Marey'schen Sphygmographen gegen die Anschuldigungen des Nachschwingens, die damals sehr en vogue waren, entschieden in Schutz, da er dessen Zuverlässigkeit, wie ich unten mittheilen werde, durch Muskelzuckungen, die er auf die Druckfeder wirken liess, erprobt hatte. „Es ist daher auch wohl die Annahme gerechtfertigt" — so schloss v. Wittich damals — „dass diese dicrotische Form (des Pulses nämlich) Eigenthümlichkeit des Pulses, nicht des Sphygmographen sind." Fick musste hierin dem Redner Recht geben. Er „bemerkt nach eigenen Versuchen, die auf anderen Principien beruhten (an Cautschuck-Schläuchen war sowohl das neue Federmonometer des Redners, als der Marey'sche Sphygmograph angebracht), dass unter diesen Umständen vollständige Uebereinstimmung erhalten werde. Hiernach ist an der Zuverlässigkeit des Marey'schen Instruments nicht zu zweifeln." *)

Fassen wir hiernach in kurzen Worten unsere Kritik über Fick's Federmanometer zusammen, so lautet sie: Das Instrument ist in der Angabe plötzlicher Druckschwankungen im Arterienrohre zuverlässiger als das Kymographion — in Bezug auf Angabe des mittleren Druckes aber verdient es kein zu grosses Zutrauen, die eigenthümliche Gestalt der Pulswellen endlich vermag es gar nicht zu verzeichnen.

Poiseuille's Kastenpulsmesser.

§. 8.

Um die Volumensschwankungen und Formveränderungen vor Augen zu führen, welche die Arterie während einer vollständigen Pulsphase erleidet, hat Poiseuille eine Vorrichtung angegeben, welche als eine nicht gerade unzweckmässige bezeichnet werden kann. Die blossgelegte Arterie wird nämlich in einem mit Wasser gefüllten länglichen Kästchen von etwa 3 CM. Länge und $1\frac{1}{2}$ CM. Höhe eingeschlossen. Mit dem Innern desselben communicirt eine

---

*) Amtlicher Bericht über die Naturforscher-Versammlung zu Hannover 1856. pag. 238.

bis zu einem gewissen Grade gefüllte graduirte Manometerröhre, in welcher das Wasser steigt und fällt, je nachdem das Gefäss stärker gefüllt ist, oder weniger Blut enthält.

Das Kästchen besteht nach Art einer Schachtel aus Bodenhälfte und Deckelhälfte. An den beiden gegenüberstehenden schmalen Seiten des Kästchens ist je eine runde Oeffnung angebracht, halb dem Bodenstück, halb dem Deckelstück angehörig. Jedes dieser letzteren hat also an seinen schmalen Seiten einen halbkreisförmigen Ausschnitt, welcher mit dem analogen der anderen Schachtelhälfte den kreisförmigen Ausschnitt zusammensetzt, in welchem die Schlagader zu liegen kommt. Vor dem Versuche werden die Schliessränder des Kästchens gut mit einer halbfesten Fettschmiere bestrichen. Nachdem man nun die Schlagader hinreichend weit blossgelegt hat, wozu sich wegen des Mangels abgehender Seitenäste vornehmlich die Art. carotis communis eignet, wird das Bodenstück des Kästchens so unter das Gefäss gelegt, dass dasselbe mit der Wandung in den halbkreisförmigen Ausschnitten der schmalen Seiten zu liegen kommt. In analoger Weise wird dann der Deckel des Kästchens aufgesetzt. Nun verstreicht man nochmals die Schliessungsränder gut mit der Schmiere und trägt letztere auch namentlich sorgfältig auf um die Arterie, wo diese am Kästchen ein und austritt. Ist dieses geschehen, so füllt Poiseuille das Kästchen von dem wandständigen Seitenröhrchen aus, so hoch, dass letzteres bis in dem unteren Theil der Röhre steht. Da das Wasser offenbar nicht indifferent ist gegen alle histologischen Elemente der Schlagader, und da namentlich die Muskeln, wo derer vorhanden sind, durch dasselbe leiden dürften in ihrer Contractionsthätigkeit, so schlage ich vor, statt des Wassers erwärmtes Blutserum oder gar defibrinirtes arterielles Blut zu nehmen. Die Flüssigkeit steigt in dem Röhrchen offenbar in demselben Maasse, als die Arterie sich systolisch ausdehnt und die Raumvergrösserung des im Kästchen liegenden Arterienstückes gleicht dem Inhalte eines Cylinders, dessen Querschnitt gleich ist dem Querschnitte des Röhrchens, und dessen Höhe gleich ist der beobachteten Elevation der Flüssigkeit in dem Röhrchen. Ist der cubische Inhalt des im Kästchen eingeschlossenen Arterienstückes bekannt, so kann man die Ausdehnung bei

der Systole als einen Bruchtheil desselben darstellen. Der kubische Inhalt des Arterienstückes lässt sich bestimmen, indem man nach dem Versuche dasselbe unterbindet, ausschneidet und nun durch Eintauchen in Oel entweder das Gesammtvolumen der Schlagader bestimmt, oder nur das der eingeschlossenen Blutsäule.

Wegen eines Umstandes, der in der Vorrichtung selbst begründet liegt, werden wir nicht im Stande sein, mittelst dieses Apparats unbedingt genaue Resultate zu erzielen. Die Schlagader liegt nämlich nicht frei, sondern — worauf schon Valentin aufmerksam machte, — unter dem Drucke des im Kästchen enthaltenen Wassers. Dieser Druck wird noch bedeutend gesteigert durch die im Seitenröhrchen anstehende Flüssigkeit, ja dieser Druck wird, wie wir hinzufügen wollen, in jedem Momente der Arterienausdehnung ein variabler sein müssen, da ja die Flüssigkeit in dem Röhrchen in stetem Fallen und Steigen begriffen ist Mir scheint aber noch ein Moment hinzugefügt werden zu müssen. Das Freilegen der Arterie ist offenbar nicht gleichgültig für die Bewegungen der Elemente ihrer Wandung. Es ist eine bekannte Erfahrung, die ich so sehr oft gemacht habe, und die auch gewiss den Chirurgen bekannt ist, dass Schlagadern, sobald sie blossgelegt sind, bedeutend unergiebiger pulsiren, als wenn dieselben noch von den nächstliegenden Theilen umkleidet sind. Es gilt dieses namentlich von Arterien geringeren Calibers, welche muskelreicher sind. Ich schiebe diese Erscheinung auf einen Krampf der glatten Muskelfasern, provocirt durch den Reiz des Zutrittes der Luft zu den Elementen der Arterienwand. Und nun denke man sich die letztere, wie Poiseuille es wollte, noch gar mit Wasser umgeben, welches ausserdem, dass es gewiss reizend wirkt, auch noch durch die Imbibition verändernd auf die Gewebe der Arterienwand und somit auch verändernd auf die Elasticität wirken muss. Ich schlage daher unbedingt zur Füllung erwärmtes Serum oder Blut vor. Ich sage erwärmtes, denn kühl gewordenes wirkt schon an und für sich contrahirend auf muskelhaltige Gefässhäute. Endlich wird die Genauigkeit des Resultates noch dadurch beeinträchtigt, dass in Folge des Fixirens der Arterie in der Ein- und Austrittsöffnung des Kästchens durch

die Schmiere die Längenausdehnung der Arterie behindert sein muss.

Poiseuille fand die Ausdehnung der Carotis während der Systole gleich $\frac{1}{23}$ beim Pferde, $\frac{1}{22}$ beim Hunde, Borelli gleich $\frac{1}{21}$ des Gesammtvolumens des Arterienstückes. Die eingeschlossene Arterienstrecke, an welcher Poiseuille experimentirte, hatte ein Volumen von 11,440 Cubikmillimetern, der Durchmesser der Steigröhre war 3 MM., die jedesmalige Erhebungshöhe bei der Systole war 7 MM.

Valentin beschreibt einen von ihm angestellten Versuch folgendermaassen. Die Länge des Arterienstückes betrug 28 MM., der Durchmesser der lebenden gefüllten Carotis 6 MM., der der graduirten Röhre $6{,}_8$ MM. und die Erhebungshöhe 1 MM Der Wasserdruck, der auf der Arterie lastete, schwankte in den einzelnen Beobachtungen zwischen $20{,}_5$ und $42{,}_3$ Grm. Die Störungen, die an den Durchgangsöffnungen des Kästchens entstanden, liessen sich nicht ihren Zahlenwerthen nach angeben.

Will man den Rauminhalt, der während der Diastole eingeschlossenen Blutsäule bestimmen, so stösst man desshalb auf Schwierigkeiten, weil sich nicht die Dicke der Arterienwand im Leben messen lässt. Sucht man aber diesen Werth nach dem Tode des Thieres aufzufinden, so wird die lebendige Zusammenziehung der Schlagadern, die lange anhält, oder die übermässige Erschlaffung, welche sie zuletzt ablöst, Hindernisse bereiten. Man ist daher in dieser Hinsicht immer nur auf Schätzungswerthe angewiesen. Nimmt man an, dass die Wanddicke der Carotis des lebenden Hundes $\frac{1}{2}$ MM. beträgt, so ergiebt sich aus den obigen Werthen, dass sich die Blutsäule um $\frac{1}{15}$ im Augenblick der Systole der Kammer vergrössert.*)

Unser Urtheil über das Poiseuille'sche Instrument müssen wir daher dahin zusammenfassen: das Instrument ist im Stande, uns annähernd richtigen Aufschluss zu geben über die Volumsveränderung, welche die Arterien während der Pulsphasen erleiden. Auch Druck-

*) Lehrbuch der Physiologie des Menschen. Braunschweig, 2. Auflage, 1847. Bd I. pag. 450.

variationen im Arterienrohre wird das Instrument zum Theil erkennen lassen.

Den beschriebenen Instrumenten stehen diejenigen gegenüber, welche bei völlig intactem Körper anwendbar sind, und über die Bewegung der Pulswellen in den Schlagadern Auskunft zu geben im Stande sind. Es sind die Sphygmographen, Sphygmometer, Sphygmoscope, von denen die wichtigsten besprochen werden sollen.

1. Hérisson's Röhren-Sphygmometer.

§. 9.

Hérisson*) benutzte zu seinen sphygmometrischen Untersuchungen eine Glasröhre, deren unteres Ende mit einer elastischen Membran verschlossen und welche im Innern bis zu einer gewissen Höhe mit Quecksilber angefüllt war. Das mit der Membran verschlossene Ende wurde auf die Haut gesetzt an solchen Körperstellen, an denen die Schlagadern hinreichend oberflächlich liegen, und das Steigen des Quecksilbers bei jedem Pulsschlage galt als Maass für die Stärke des Pulses. Wenngleich auch Hérisson's Apparat von verschiedenen Seiten eine höchst ungünstige Beurtheilung erfahren hat, so haben doch manche anderen Forscher im Princip ganz ähnliche Apparate nach ihm angegeben. Zu diesen gehört:

2. Chelius' „Pulsmesser".

§. 10.

Der von Chelius in Holzappel**) construirte Apparat ist dem vorhergehenden äusserst ähnlich: die benutzte Glasröhre ist 10 Centimeter lang und misst 1 Millimeter im Lichten, dieselbe besitzt aber abweichend von Hérisson's Instrument am unteren

---

*) cfr. Piorry, Traité de diagnostic et de sémiologie. Paris 1837. p. 238.
**) Prager Vierteljahrsschrift 1850. 21. Bd. pag. 100

Ende eine trichterförmige, gleichfalls mit Membran überzogene Erweiterung. Hierdurch ist es möglich, der Arterie in grösserer Ausdehnung beizukommen und das Steigen des Quecksilbers in der Röhre wird demgemäss ein ergiebigeres sein müssen. So geringfügig und von Fehlern getrübt auch immerhin die Resultate sein mögen, welche mit diesem Apparate zu erzielen sind, so hat Chelius doch mittelst desselben eine wichtige Entdeckung gemacht, die bis dahin keinem Forscher gelungen war, die Entdeckung des Doppelschlages am normalen Pulse „Nach dem Steigen," so berichtet Chelius, „durch die an dasselbe anschlagende Blutwelle fällt es (das Quecksilber) ebenso plötzlich wieder herab auf seinen tiefsten Stand, nachdem es zuvor an einer mittleren Stelle nochmals einen kurzen Halt gemacht hat. Theilt man den Zeitraum zwischen zwei Systolen in 4 Momente, so kommt ungefähr dem Steigen das erste, dem anfänglichen Fallen auf den mittleren Standpunkt das zweite, dem Beharren auf demselben das dritte und dem endlichen Niederfallen auf die tiefste Stelle das vierte Zeitmoment zu."

Scott Alison*) hat unbekannt mit dem Chelius'schen „Pulsmesser" ein ganz ähnliches „Sphygmoscope" construirt, dessen unteres erweitertes Ende von dem Verfasser auf die Gegend einer Schlagader oder auch auf die Herzgegend applicirt wird

Endlich hat auch Oswald Naumann zum Theil mit einem ganz ähnlichen Instrumente seine „Beiträge zur Lehre vom Puls" ausgearbeitet.**) Anstatt des Quecksilbers benutzt Naumann zur Füllung der Röhre eine Carminlösung, was in Anbetracht der grossen specifischen Schwere und der dadurch leichter vorkommenden Eigenschwingung der Quecksilbersäule gewiss als ein Vortheil zu bezeichnen ist. Ausserdem ist an der Röhre eine Skala angebracht.

---

*) A description of a new Sphygmoscope, an instrument for indicating the movements of the heart and bloodressels. Philosophical magazine and journal of science. Vol. XII. No. 80.

**) Henle und Pfeufer, Zeitschrift für rationelle Medizin Bd. XVIII. 1863. Separatabzug. Leipzig 1863. pag. 4 ffg.



Fig. 4.

Naumann hat das Instrument vornehmlich zur Pulsmessung an der Art. tibialis postica benutzt; dabei beobachtete auch er den schon von Chelius beschriebenen Doppelschlag. „Nachdem die Flüssigkeit,“ so sagt er, „am Ende der Systole des Herzens ihren höchsten Stand, d. h. eine Steigerung von $2\frac{1}{2}-3''$ erreicht hat, sinkt sie auf einen Bruchtheil der erreichten Höhe herab, steigt dann wieder um ein Geringes und sinkt nun erst vollends bis auf ihren anfänglichen tiefsten Stand herab: Erscheinungen, welche den Marey'schen Pulskurven analog sind Die Zeitdauer eines Pulses vertheilt sich ungefähr in der Weise, dass höchstens ein Drittel derselben auf die Systole, zwei Drittel auf die Diastole kommen.“

3. Chelius' Kastenpulsmesser.

§. 11.

Ausser seinem Röhrenpulsmesser hat Chelius noch einen anderen Apparat angegeben, um mit demselben die Pulsbewegung zu erforschen. Derselbe besteht aus einem blechernen mit Wasser angefüllten Behälter, welcher bestimmt ist, eine ganze Extremität des Menschen in sich aufzunehmen. Nachdem dies geschehen, wird die Oeffnung um die Extremität völlig gedichtet. Seitlich in der Kastenwandung befindet sich ein communicirendes Manometerröhrchen, bis zu einem gewissen Stande gleichfalls mit Wasser angefüllt. Da nun mit jedem Pulsschlage die Extremität durch das Zuströmen des arteriellen Blutes anschwillt, so wird das Wasser im Röhrchen den Grad der Blutzufuhr zur Extremität anzuzeigen im Stande sein. Vierordt hat die Vorrichtung nicht mit Recht als unbrauchbar bezeichnet.

Dagegen hat A. Fick*) ganz denselben Apparat auf's Neue

*) Die Geschwindigkeitscurve in der Arterie des lebenden Menschen. Untersuchungen aus dem physiologischen Laboratorium der Züricher Hochschule. I. Wien 1869. pag. 51 ffg.

verwendet, um Bestimmungen über die Geschwindigkeit der Blutbewegung in der oberen Extremität zu machen. In der U-förmigen Manometerröhre war ein Schwimmer angebracht, der die Bewegungen auf die Kymographium-Trommel übertrug.

Wir wollen hier bemerken, dass die so vom Arme erhaltenen Curven den vom Sphygmographen verzeichneten ähnlich waren und deutliche Dikrotie zeigten. Wurde der Vorderarm oder nur die Hand allein in den Apparat gebracht, so zeigten die Curven Trikrotismus an; die relative Höhe der dritten Erhebung war in der von der Hand allein gewonnenen Curve am grössten.

4. Vierordt's Sphygmograph

§. 12.

Vierordt verliess zuerst das Princip der schwingenden Flüssigkeitssäulen und wandte sich behufs Construction seines Sphygmographen dem Hebel zu.*) In der einfachsten Form benutzte er zunächst versuchsweise einen Strohhalm. „Lege ich," so führt er aus, „einen steifen Strohhalm etwa von $^1/_2$ Fuss Länge so auf den Vorderarm, dass das Ende des Halmes etwa 2—3 Linien von der Radialis nach innen mässig stark mittelst eines Fingers gegen die Haut gedrückt wird, so zeigt der als Fühlhebel wirkende und die Arterie schwach comprimirende Strohhalm die Pulsbewegung ganz leidlich an. Ich habe selbst einmal diese Bewegungen auf das Kymographium graphisch verzeichnen lassen. Vielleicht ist diese kunktlose Technik doch zu etwas mehr verwendbar, als zur blossen Spielerei, indem sie bei der ärztlichen Pulsuntersuchung als eine Art Surrogat des Sphygmographen dienen könnte. Der Strohhalm nämlich ist das einfachste Schema meines Sphygmographen." **)

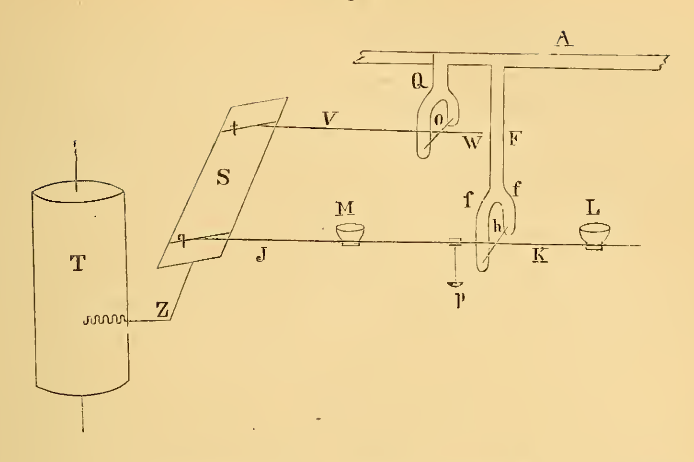
Schon früher hatte King 1837***) die Schwankungen in der Blutfülle der Venen durch einen quer übergelegten Glas- oder Lackfaden in ähnlicher Weise verzeichnen lassen.

*) Die Lehre vom Arterienpuls in gesunden und kranken Zuständen Braunschweig 1855. — Siehe auch: Archiv für physiologische Heilkunde 1854. p 284.

**) L. c. pag 21.

***) Guy, Hosp. rep. T. 2. pag. 107.

Fig. 5.



Vierordt's Sphygmograph hat zunächst als Träger eine waagerechte Stange *A* von Eisen, welche an ihren beiden Enden durch eiserne Schenkel gestützt wird, wodurch dieser Tragapparat die Gestalt eines sogenannten „Bockes" gewinnt. Etwa in der Mitte der Stange *A* ragt senkrecht nach abwärts ein Träger *F*, welcher sich unten in 2 Schenkel *ff* theilt, zwischen denen um die Axe *h* im Charniergelenke der Pulshebel *JK* beweglich angebracht ist. Der vordere längere Hebelarm *J* des Pulshebels ist mit einer Millimeterscala versehen. Auf dem hinteren kürzeren Arme *K* sitzt eine mittels einer Hülse verschiebbare kleine Waagschaale *L*. Eine ähnliche *M*, zugleich abnehmbare, befindet sich auf dem langen Hebelarme. Auf dem langen Hebelarme ist ferner in der Nähe des Drehpunktes eine kleine verschiebbare Hülse angebracht, welche ein nach abwärts gerichtetes gestieltes pilzförmiges Knöpfchen trägt *p*, welches als Applikationspunkt auf die Arterie dienen soll. Das vordere Ende des Hebelarmes *J* wird von der Axe *q* durchbohrt, deren zwei spitzige Enden in die konischen Vertiefungen zweier verstellbarer Schrauben im Charniergelenk beweglich eingefügt sind. Diese Schrauben durchbohren das untere Ende der zwei langen Schenkel des viereckigen Rähmchens *S* (Watt'sches Parallelogramm) und letztere werden ebenfalls in ihrem oberen Theile von einer ganz gleichbeweglichen zweiten Axe *t* durchbohrt Letztere geht quer durch das vordere

Ende eines als Gegenlenker (Contrebalancier) dienenden Messingstabes *V*, mit welchem sie unbeweglich verbunden ist. Dieser Messingstab bewegt sich wie *J K* um eine Axe *O* von denselben Verhältnissen wie die Axe *h*. Als Träger dieser Axe dient ähnlich wie *E* und *ff* die Gabel *Q*, welche an der Stange *A* befestigt ist. Die stählerne Axe *o* theilt den Gegenlenker in einen vorderen längeren Hebelarm *V* und in einen hinteren kürzeren Arm *W*; auf letzteren lässt sich nach Bedarf die kleine Waagschaale des Hebelarmes *J* befestigen. In der Mitte der unteren schmalen Seite des Rähmchens *S* ist der Schreibapparat *Z* angebracht. Derselbe ist ein rechtwinkeliges, in der Richtung der Hebel vorwärts gerichtetes Stäbchen, das an seiner Spitze mit Siegellack befestigt, ein Menschenhaar trägt, zum Anschreiben der Pulsbewegungen auf das bewusste Papier der rotirenden Kymographiumtrommel *T*.

Wird das Plättchen *p* auf eine Arterie gelegt, so hebt jede Expansion den Hebelarm *J* in die Höhe, während derselbe bei der Contraction der Arterie niedersinkt. Das Ende von *J* macht somit eine kreisförmige Bewegung, die bei derselben Pulsgrösse um so mehr zunimmt, je näher der Applikationspunkt des Pulses dem Drehpunkte *h* des Hebels liegt. Durch den Gegenlenker wird die kreisförmige Bewegung der Haarspitze in eine gerade senkrechte verwandelt und so bleibt das schreibende Haar ohne zu reiben mit der Trommel des Kymographium stets in gleichmässiger Berührung. Der Arm muss in horizontaler Lage, senkrecht zur Stange *A* unter dem Druckplättchen *p* ganz unbeweglich auf einem besonders construirten, mit einer Lehne für den Handrücken ausgestatteten, Armbrett liegen. In den meisten Fällen schiebt Vierordt das Druckplättchen *p* 10 Millimeter vom Drehpunkt *h* des Pulshebels, dadurch wird der Puls 30 Mal vergrössert gezeichnet Ist der Puls gross, so genügt auch eine 10 bis 20malige Vergrösserung, für die Art. femoralis sogar schon eine 6—5fache. Natürlich werden die Pulsbilder um so kleiner, je weiter vom Drehpunkte des Hebels *h* das Druckplättchen gegen die Schreibvorrichtung hin verschoben wird. Das Druckplättchen *p* wird auf jene Stelle der Haut gelegt, an welcher man den Pulsschlag am deutlichsten fühlt; die Haut wird durch dasselbe etwas

deprimirt, bis das Plättchen die Arterie erreicht und die obere Wand derselben leicht niederpresst. Durch Einlegen von Gewichtsstücken in die Waagschaale hat man das Maass des anzuwendenden Druckes vollkommen in seiner Hand; durch Uebung lernt man bald das richtige Maass hierin erkennen.

Es ist von manchen späteren Forschern dem Vierordt'schen Instrumente der Vorwurf gemacht worden, dasselbe sei zu schwerfällig*) und sei daher nicht im Stande, den Bewegungen der Arterienwand hinreichend schnell zu folgen; Andere sagten, Vierordt habe die Arterien zu stark belastet und dadurch falsche Pulsbilder erhalten**). Beides ist unrichtig. Das **Vierordt'**sche Instrument ist zur Darstellung der wirklichen Pulsbewegung durchaus geeignet (siehe Fig. 11, 12, 13 des Vierordt'schen Werkes pag. 33), allein das Instrument ist von vornherein in Misskredit gerathen, weil sein Verfasser bei Darstellung seiner Pulsbilder den Apparat viel zu gering (!) belastete und hierdurch consequent Trugbilder verzeichnete. Vierordt hat überall nur die Spitzen der primären Elevation des Pulses aufgeschrieben. Belastete Vierordt den Apparat stärker, so bekam er normale getreue Bilder, die er freilich stets für inkorrecte gehalten hat und den so verzeichneten Pulscurven den Beinamen der Pseudodicroten beilegte. Also nicht das Instrument an und für sich ist unbrauchbar, sondern nur die Anwendung, welche der eigene Erfinder von demselben gemacht hat, ist eine consequent verfehlte und unrichtige gewesen. Wenngleich sich die hierdurch bedingte fehlerhafte Deutung der Pulsbilder durch das ganze Werk wie ein rother Faden hindurchzieht, so ist doch trotz dieses Irrthums Vierordt's Verdienst um die Erforschung der Pulsbewegungen nicht gering anzuschlagen. Immerhin verdient Vierordt's Arbeit als eine eminente Leistung auf diesem Gebiete der Physiologie angesehen zu werden: es ist die erste gründliche, harmonisch in sich abgeschlossene, mit grossem Fleisse ausgearbeitete, Darstellung von der Lehre vom Arterienpulse in gesunden und kran-

---

*) Fick, Medizinische Physik. pag. 475.

**) Marey, Physiologie médicale de la circulation du sang. pag. 177. — O. Naumann, Archiv der Heilkunde 1864 pag. 416.

ken Zuständen; von diesem Werke datirt eine neue Epoche in der wissenschaftlichen Bearbeitung dieses so schwierigen und eben desshalb gerade mit so sehr verschiedenen Resultaten der Forschung ausgestatteten Gebietes.

Vierordt*) hat später wiederholt für seine Pulsbilder als die richtige Wiedergabe der Bewegung der Arterienwand gestritten, allein ohne allen Erfolg.

A. Berti**) verfertigte einen Pulsmesser, der im Princip übereinstimmt mit dem Vierordt'schen Sphygmographen, indem auch er den Hebel acceptirt. Das Instrument ist jedoch für den Arzt bestimmt, daher klein und bequem zu appliciren. Um den Arm herum wird ein Armband von Gummi oder besser von nicht dehnbarer Seide gelegt, welches das Instrument befestigt. Das Instrument ist nur für die Art. radialis eingerichtet. Dasselbe ragt mit einem kleinen Schildchen auf der inneren Fläche des Bandes hervor; das Schildchen ist dazu bestimmt, die Pulse der Arterie, auf die es aufgesetzt wird, aufzunehmen und dieselben mittelst eingeschalteter Hebel auf einen kleinen Zeiger zu übertragen, der auf einer getheilten Scheibe oscillirt. Die Stärke des Pulses kann gemessen werden an der Einstellung einer graduirten Hemmung für die oscillatorische Bewegung des Schildchens.

O. Naumann's Hämodynamometer.

§. 13.

Das von O. Naumann***) construirte Hämodynamometer ist offenbar hervorgegangen aus dem Chelius'schen Pulsmesser, der ja auch in seiner unveränderten Form von ihm angewandt worden ist.

---

*) Die Pulscurven des Hämadynamometers und des Sphygmographen, Archiv für phys. Heilkunde. 1857. Neue Folge. I. pag. 552. — Archiv der Heilkunde. 1863. IV. pag. 513.

**) Gazz. lombarda 1857. No. 18. — Schmidt's Jahrbücher. Bd. 100. pag. 85.

***) Beiträge zur Lehre vom Puls Zeitschrift für rationelle Medizin. Bd. XVIII. 1863. — Zur Lehre vom Puls. Archiv der Heilkunde 1864. pag. 403.

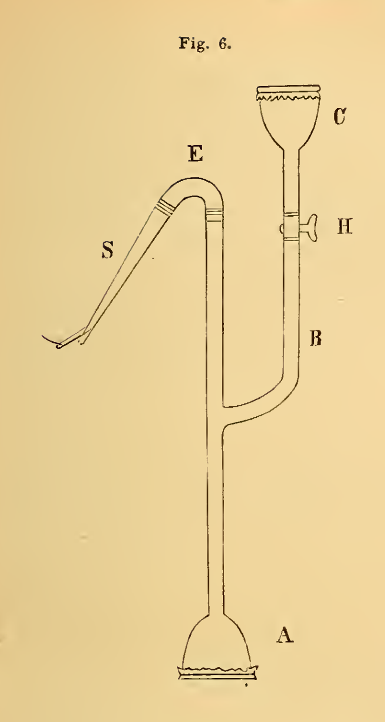


Fig. 6.

Der Apparat besteht aus einer an ihrem einen Ende *A* oval trichterförmig erweiterten und mit elastischer Membran zugebundenen Röhre. Mit dem anderen Ende ist ein Stäbchen *S* vermittelst eines kurzen Stückes elastischer Röhre *E* in Verbindung gesetzt. Von dem mittleren Theil der Glasröhre geht rechtwinkelig eine aufwärts gebogene communicirende Glasröhre *B* ab, welche an ihrem oberen Ende trichterförmig erweitert ist, *C*, und hier gleichfalls mit einer Membran verbunden ist, in ihrem mittleren Theil jedoch einen einfachen Sperrhahn *H* eingeschaltet enthält. Um mit dem Instrumente zu arbeiten, ist es nothwendig, den Innenraum ganz und gar mit Wasser zu füllen, so sehr, bis das Stäbchen eine Richtung hat von etwa einem halben rechten Winkel zur horizontalen. Wird nun der Hahn abgesperrt und auf die Membran des unteren Trichterendes ein Druck ausgeübt, so wird das Stäbchen gehoben, gleichsam erigirt und es fällt wieder bei nachlassendem Drucke. Das Stäbchen trägt in seiner Verlängerung den Zeichenhebel, ausserdem kann es durch angehängte Gewichte beliebig belastet werden. Der seitlich communicirende Trichter hat lediglich die Bedeutung eines Wasserreservoirs und eines Regulators für die Stellung des Stäbchens.

Der Apparat wird nun in der Weise angewandt, dass, nachdem derselbe mit Wasser gefüllt ist, die untere ovale Trichtererweiterung mit ihrer Membran gegen die Pulsader angedrückt wird. Der Apparat ist zunächst nur für die Art. radialis bestimmt und es wird der Arm auf einem besonderen Armbrette fixirt. Um nun dem Stäbchen die richtige primäre Stellung zu geben, wird zunächst der Sperrhahn geöffnet, sodann auf die obere

Trichtermembran so stark gedrückt, bis die beschriebene Stellung erreicht ist; sodann wird der Sperrhahn so gestellt, dass er den oberen Trichter abschliesst. Es ist nun einleuchtend, dass die Pulsbewegung sich auf den Zeichenhebel übertragen muss. Naumann steckt als Zeichenvorrichtung an die Spitze des Hebels ein mit Tinte getränktes Holundermarkstiftchen. Ein besonderes Uhrwerk führt den Papierstreifen an dem Schreibhebel vorbei, der, wie leicht ersichtlich ist, unter Bogenführung die Curven zeichnet.

Naumann hat dem Apparate noch eine zweite, etwas abweichende Gestalt gegeben, ohne dass derselbe indess hierdurch in einem Punkte irgendwelche wesentliche Veränderung erlitten hätte.

Ich habe den Apparat unter Naumann's Händen auf der Stettiner Naturforscher-Versammlung selbst arbeiten sehen; die von demselben gezeichneten Curven müssen im Allgemeinen als gelungene bezeichnet werden.

Marey's Sphygmograph.

§. 14.

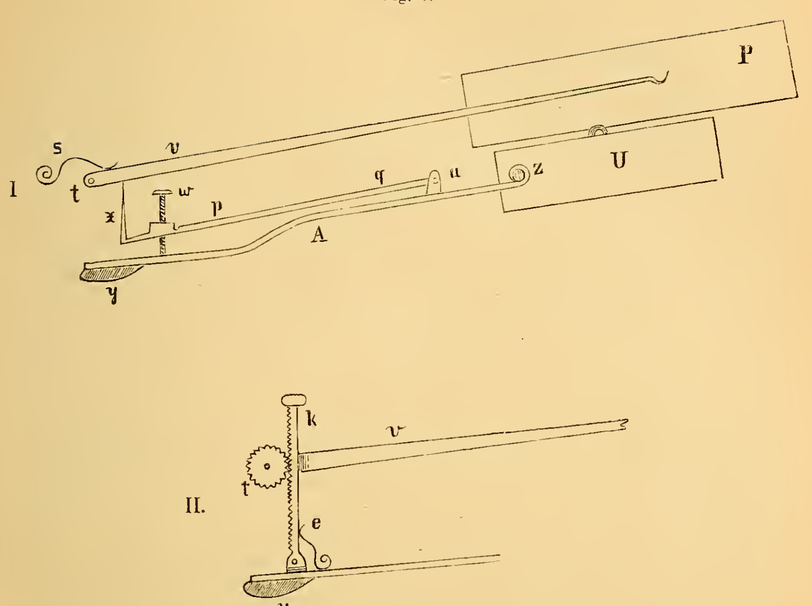
Ein besonderer Abschnitt in der Erforschung der pulsatorischen Bewegungen beginnt mit Marey. Dieser Forscher construirte einen neuen Sphygmographe à pression élastique, der auf einer Combination des Hebels mit elastischen Federn beruht.

Marey hat nicht nur selbst mittelst dieses Apparates eine grosse Reihe von Versuchen angestellt, deren Hauptergebnisse in seinem Werke: Physiologie médicale de la circulation du sang. Paris 1863. (568 Seiten mit 235 Figuren) niedergelegt sind, sondern es haben auch viele andere Forscher verschiedener Nationalität mit diesem Instrumente die Pulsbewegungen registrirt. Marey's frühere und spätere Arbeiten über diesen Gegenstand sind zahlreich und vielfältig zerstreut in französischen Journalen zu finden*)

---

*) J Marey, Recherches sur la circulation du sang. Compt. rend. 1856. Mars et Avril Gazette médicale 1857. No. 12. — Recherches hydrauliques sur

Fig. 7.



Das Marey'sche Instrument (Figur 7. I.) besteht zunächst aus einer Feder *A*, welche, an ihrem einen Ende festgeschraubt, *z*, an ihrem anderen Ende hingegen frei und mit einer abgerun-

---

la circulation du sang. Annales des sciences naturelles 4. Sér. Zool. VIII. 1857. p. 329. — Recherches sur la circulation sanguine. Gazette médicale de Paris 1858. No. 27; — Comptes rendus 1858. I p. 483 — Mémoire sur la contractilité vasculaire. Annales des sciences naturelles, 4. Sér. IX. p. 53. — Gazette médicale de Paris 1858. No. 40. — Comptes rendus 1858 I. p 680. — Interprétation hydraulique du pouls dicrote. Comptes rendus 22. Nov. 1858. II. p. 826. — Recherches sur le pouls au moyen d'uu nouvel appareil enregistreur le sphygmographe. Paris 1860. 8. — Compt. rend Tom 50, p. 634—637. — Des causes d'erreur dans l'emploi des instruments pour mesurer la pression sanguine et des moyens de les éviter. Gazette médicale de Paris 1859. No. 30. — Du pouls et des bruits vasculaires. Journal de la physiologie. II. p. 259 bis 280 und 420—447. — Recherches sur l'état de la circulation d'après les charactères du pouls fournis par un nouveau sphygmographe. Journal de la physiologie. Tom III. 1860. p 241—274. — Gazette médicale de Paris 1860. No. 15., 16., 19. — L'institut. Mars 1860. — Gazette hébdom. No. 25. 1860. — Reche.ches nouvelles sur le pouls. Paris 1860. 8. — Recherches sur la

deten Pelotte *y* versehen ist, bestimmt mit der Kraft der Feder gegen die Arteria radialis anzudrücken. Auf der oberen Seite der Pelotte befindet sich ein nach Oben gerichtetes schneidendes Messingplättchen *x*, welches durch eine Schraube *w* höher und niedriger gestellt werden kann. Das Plättchen ist das aufwärts gerichtete Ende eines Messingbälkchens *p q*, welches durch ein Charnier *a* mit der Feder in Verbindung steht. Die Schneide des Plättchens stösst gegen den einarmigen Hebel *v* und zwar dicht an dessen Hypomochlion *t*, welches durch ein zwischen Spitzen laufendes Charniergelenk gebildet wird. Der Hebel selbst besteht aus leichtem Holze mit Metallspitze. Durch die Expansion der Arterie wird zunächst die Federpelotte gehoben und die auf ihr ruhende Messingschneide, diese stösst unter den Hebel und da der Angriffspunkt gegen letzteren nahe an dem Drehpunkte liegt, so wird das freie Hebelende die mitgetheilte Bewegung bedeutend vergrössern. Damit nun aber der Hebel nicht durch den mitgetheilten Pulsstoss übermässig emporgeschleudert werde, fasst eine zweite schwache Feder *s* von Oben her über das hintere Ende des Hebels und drückt fortdauernd in allen Lagen den Hebel gegen die Messingschneide. Gegenüber der zum Zeichnen bestimmten freien Hebelspitze ist ein Uhrwerk *U* angebracht, welches an der in Bewegung befindlichen Hebelspitze ein berusstes Täfelchen *P* mit gleichmässiger Geschwindigkeit vorbeiführt, auf welchem die Pulsbewegung in den Russ eingekratzt wird.

Das Marey'sche Instrument hat eine grosse Verbreitung gefunden und ist von vielen Aerzten zur Untersuchung der Pulse

---

circulation du sang à l'état physiol. et dans les maladies. Thèse Paris 1859. 4. — Recherches sur le pouls dicrote. Gazette médicale de Paris 1859. No 6. — Loi, qui préside à la frequence des battements du coeur. Comptes rendus 1861. II. p. 95 — Variations physiologiques du pouls étudiées à l'aide du sphygmographe Gazette médicale 1861 No. 7. p. 120. — Archives générales de Médecine. Févr. 1861. — Note sur la forme graphique des battements du coeur chez l'homme et chez differents animales. Comptes rendus 1865. II. p 778. — Études physiologiques sur les caractères du battement du coeur et les conditions qui le modifient. Journal de l'anatomie et de la physiologie 1865. p. 276., 416. — Nature de la systole des ventricules du coeur considérée comme acte musculaire Comptes rendus 1866. II. p. 41 — Du mouvement dans les fonctions de la vie. Leçons. Paris 1868

angewandt worden. Es ist zunächst nur für die Arteria radialis vom Verfasser bestimmt worden und besitzt für diese Stelle besondere Seitenschienen und ein Band, mittelst deren es am Vorderarm befestigt werden kann. Allein es lässt sich auch für viele andere Arterien benutzen; die Applikaticnsweise ist einfach und leicht auszuführen. Verwendet man es an anderen Stellen als am Vorderarm, so kann man füglich die Seitenschienen nebst Band abnehmen.

---

§. 15.

Bei der beschriebenen Einrichtung des Marey'schen Sphygmographen kann es immerhin noch wohl vorkommen, dass bei einer sehr stürmischen Bewegung, welche die Pelotte y trifft, der Hebel v sehr lebhaft gehoben werde und vermöge des Trägheitsmomentes höher emporschwinge, als zulässig ist. Daher hat Mach*) zwei verschiedene Verbesserungen an dem Instrumente angebracht, welche ein solches Wegschnellen des Hebels verhüten sollen.

Die eine besteht darin, dass eine Feder von Oben her das Bälkchen $p\,q$ gegen die Feder A angedrückt erhält, und dass die Scheide x mit dem Hebel v direct durch ein Charniergelenk verbunden wird. Auf diese Weise ist das Bälkchen $p\,q$ stets mit A in Berührung und der Fühlhebel v demgemäss ebenso. Die Feder s fällt bei dieser Modifikation weg.

Noch einfacher erreicht Mach seinen Zweck durch die von ihm angegebene zweite Modifikation. Das Messingbälkchen $p\,q$, die Schneide x und die Schraube w werden ganz entfernt. Zwischen der oberen Fläche der Pelotte y und der unteren Fläche des Hebels v, dort, wo sonst die Schneide anstiess, wird ein senkrechtes Messingstäbchen von entsprechender Länge eingeschaltet und sowohl mit der Feder, als auch mit dem Hebel durch je ein

---

*) Ueber eine neue Einrichtung des Pulswellenzeichners. Sitzungsberichte der K. K. Akademie der Wissenschaften zu Wien. 1863 Bd 47. II Abth.

Charniergelenk verbunden. Auf diese Weise muss natürlich der Hebel ganz genau den Bewegungen der Feder *A* Folge leisten.

Béhier*) hat an dem Marey'schen Apparate einige Veränderungen anbringen lassen. Der Schreibhebel ist so eingerichtet, dass er bei der Anlegung des Instrumentes mit der Druckfeder noch nicht in Contact steht, sondern mit dieser erst verbunden wird, nachdem die Feder die Arterien richtig erreicht hat.

Es wird dieses (siehe Figur 7. II.) verbunden mit Anbringung der beschriebenen zweiten Mach'schen Modifikation von Béhier in folgender Weise erreicht. An der Axe des Schreibhebels *c* ist eine kleine mit sehr kleinen Zähnchen besetzte Rolle *t* angebracht, die auf derselben Axe fixirt ist. Gegen diese Rolle drückt mit leichter Federkraft das Stäbchen *ke*, das mit ähnlichen kleinen Zähnchen besetzt, in die Zähnchen der Rolle *t* eingreift. Dieses Stäbchen ist mittels eines Charniergelenkes auf der Oberseite der Pelotte *y* der Druckfeder so befestigt, dass man es gegen das Uhrwerk hin umlegen kann, wodurch natürlich der Contakt zwischen *ke* und *t* aufgehoben wird. In dieser Lage ist der Schreibhebel natürlich völlig unabhängig von der Druckfeder. Soll nun, nachdem die Pelotte *y* eine passende Lage auf der Arterie eingenommen hat, der Schreibhebel in Thätigkeit versetzt werden, so legt man *ke* gegen *t* an und sofort beginnt das Spiel desselben. In leichtester Weise kann man nun den Hebel hoch oder niedrig stellen, der überdies durch diese Einrichtung völlig aller Eigenschwingungen baar gemacht wird. Ich kenne diese Einrichtung, welche auch gegenwärtig von Breguet an dem Marey'schen Sphygmographen angewandt wird, aus eigener Anschauung und kann sie als äusserst bequem und zuverlässig unbedingt empfehlen.

Eine besondere Skala zeigt ferner an dem Béhier'schen Apparate den Druck an, mit welchem die Feder gegen die pulsirende Schlagader andrückt. Das Täfelchen ist verlängert und von unten her gleichmässiger beim Ablaufen unterstützt. Endlich sind die stützenden Seitenschienen des Instrumentes nicht mit

---

*) Description de modifications apportées au sphygmographe. Bulletin de l'académie de médecine. 1868. Tome XXXIII. p. 176.

Charnieren befestigt, wie am Marey'schen Apparate, sondern sie sind unbeweglich. Die letzteren Modifikationen scheinen mir im Ganzen ziemlich unwesentlich zu sein.

Baker*) hat den Marey'schen Sphygmographen modificirt. Er setzt an Stelle der Druckfeder ein Laufgewicht, welches durch Verschiebung eine verschiedene Belastung bewirkt. Ausserdem wird eine den Papierstreifen abwickelnde Trommel zur Aufzeichnung benutzt.

Eine andere auf eine genaue Regulirung des Druckes berechnete Veränderung hat B. W. Foster**) angebracht.

Experimental-Kritik des Marey'schen Sphygmographen.

§. 16.

Wohl selten ist über den Werth und die Brauchbarkeit eines, den wissenschaftlichen Forschungen gewidmeten Instrumentes ein dauernderer und von den Gegnern mit einem so verschieden lautenden Endurtheil der Ansichten behafteter Streit geführt worden, als über den Marey'schen Sphygmographen. Es war klar, dass ein solcher Streit sofort mit dem Bekanntwerden des Instrumentes entbrennen musste, denn die Forschungen Vierordt's standen in einem zu brennenden Gegensatze zu den Studien des Pariser Experimentators. Ich gebe zu, dass die Gründlichkeit und Gelehrsamkeit, mit denen Vierordt seine Lehre vom Arterienpuls ausgearbeitet hat, auf den ersten Blick im Ganzen mehr Vertrauen erwecken, als die zum Theil mit auffallenden Flüchtigkeiten behafteten Publikationen Marey's. Allein, wenn es sich darum handelt, zu entscheiden, welcher von diesen beiden Forschern der Wahrheit am nächsten gekommen ist in der Darstellung des Pulsbildes, so muss man prüfen und experimentiren und nicht nach Schein, Gutdünken und Meinung sein Votum abgeben. Dieser Vorwurf muss aber zum Theil den Gegnern der Marey'schen

*) A new form of sphygmograph. Britsh medic, journ. 1867. p. 604.

**) On a new method of increasing the pressure of the artery in the use of the sphygmograph. Journ of anat. and physiol. 1867. p. 62.

Pulslehre gemacht werden. Ich will hier nur Meissner*) nennen, der Jahre lang alle mit dem Marey'schen Instrumente ausgeführten Untersuchungen verdächtigt hat, ohne auf Grund eigener Experimentalkritik hierzu das Recht erworben zu haben.

Das ist Unrecht. Meissner hat hierdurch zugleich mit die Veranlassung gegebon, dass eine rationelle, dem Standpunkte der Wissenschaft entsprechende Instrumentalerforschung des Pulses bei den deutscbeu Aerzten fast gar keinen Eingang gefunden hat, während namentlich in Frankreich und auch in England dieselbe schon ziemlich verbreitet ist. Und doch ist bereits mehr als ein Decennium verflossen, seitdem das so brauchbare und auch für den Arzt so leicht anwendbare Marey'sche Instrument in weiteren Kreisen bekannt geworden ist. Es ist unseren Klinikern nicht zu verdenken, dass sie den Sphygmographen nicht mit in den Apparat der physikalischen Diagnostik aufgenommen haben, wenn ein Stimmführer der deutschen Physiologen fort und fort das Instrument verdächtigt und die mit demselben ausgeführten Arbeiten bemängelt. So ist der deutschen Wissenschaft ein Hemmschuh angelegt worden, von dem sie sich hoffentlich baldigst befreien wird. Zu einer exakten Beobachtung eines Krankheitsfalles gehört meines Erachtens die sphygmographische Curve gerade so nothwendig, wie die Temperaturmessung und Pulszählung. Ja in sehr vielen Fällen ist auf sie ein weitaus höheres Gewicht zu legen.

Indessen, wenn wir an den Kliniker und Arzt die Anforderung stellen, die Sphygmographie in umfassender Weise einzuführen, so können jene mit Recht an uns Physiologen die Aufforderung ergehen lassen, dass wir ihnen Rechenschaft geben über die Zuverlässigkeit des Apparates. Und das soll hiermit geschehen.

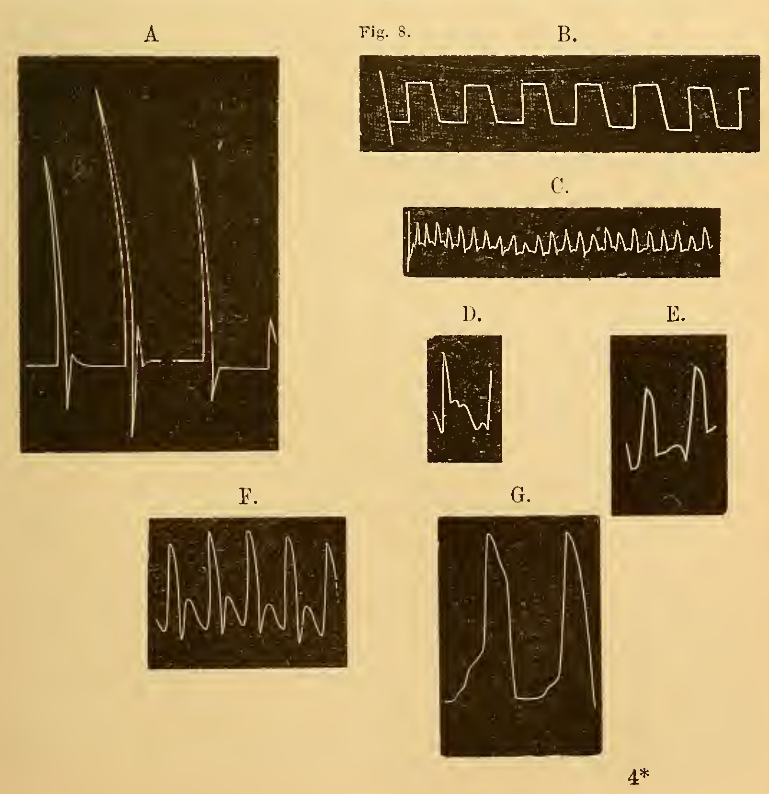
Da der Marey'sche Sphygmograph in seiner neuesten Gestalt, nämlich mit der Mach-Béhier'schen Modifikation, den Schreibhebel unverrückbar fest mit der Oberseite der Pelotte der Druckfeder verbunden trägt, so kann der Schreibhebel offenbar für sich allein keine Nachschwingungen vollführen. Wir haben

*) Vgl. Henle und Meissner, Berichte über die Fortschritte der Anatomie und Physiologie 1859 und die folgenden Jahrgänge.

daher nur zu untersuchen, wie es sich mit den Nachschwingungen der Druckfeder des Instrumentes verhält. Denn das ist der allgemeine Vorwurf, der von den Gegnern des Marey'schen Apparates erhoben wird, dass das Instrument, durch den Stoss der Schlagader in Bewegung versetzt, Nachschwingungen vollführe und dass namentlich der sogenannte dikrotische Nachschlag das Erzeugniss dieser Nachschwingung sei.

Um mich zuerst davon zu überzeugen, wie beträchtlich die Nachschwingungen der völlig freibeweglichen Feder seien, fixirte ich den Sphygmographen an dem das Uhrwerk tragenden Ende, liess die Druckfeder frei in der Luft horizontal schweben, von Oben her nur in Contact mit dem Schreibhebel, und übte von Unten gegen die Pelotte einen kurzen brüsken Stoss aus. Der den Stoss ausübende Körper wurde nach demselben momentan entfernt, so dass die Feder völlig frei vibriren konnte.

Fig. 8.



Die Curven *A* sind in dieser Weise verzeichnet: sie zeigen alle drei, dass in Folge der Schwingung der Feder der absteigende Schenkel der primären Elevation bis unter das Niveau der Curve abwärts sinkt und zwar um so tiefer, je höher der Stoss die Feder emporgetrieben hatte. Hierauf erhebt sich die Feder wieder und vollführt eine deutliche Nachschwingung, die um so grösser ist, je tiefer die Feder vordem abwärts geschwungen hatte. Bei der mittleren der drei Curven, welche zugleich die höchste ist, findet sich sogar die Spur einer nochmaligen dritten Nachschwingung. Diese Nachschwingungen könnten beim ersten Blicke allerdings bedenklich erscheinen für die Darstellung der Pulsbilder, allein sie sind es keinesweges. Denn wir müssen ja wohl bedenken, dass das freie Ende der Druckfeder beim Gebrauche des Instrumentes niemals freischwingt, sondern ja stets mit der die Schlagader bedeckenden Haut in innigem Contakt bleibt. Nun ist es aber zu bekannt, dass schwingende Federn, sobald sie berührt werden, ihre Schwingungen einstellen, wenn letztere nicht gar zu bedeutend sind, so dass sie das Maass des hier vorliegenden Falles um ein ganz Bedeutendes übertreffen.

Es kommt aber in unserem Falle noch ein zweites Moment hinzu, welches die Nachschwingung erlöschen machen muss. Es wird durch die Berührung mit der Haut nicht allein die Vibration der Feder gedämpft, sondern die der Arterienwand ausser dem primären Pulsstosse noch eigenthümlichen Bewegungserscheinungen suchen sich der Feder mitzutheilen

So legen sich zwei Schwingungen übereinander, die eine von der Periode der Eigenschwingung der Feder, die andere von der der Blutdruckschwankungen. Unter diesen Verhältnissen müssen die Eigenschwingungen der Feder unbedingt verlöschen.

Ich stellte hierauf einen zweiten Versuch an. An dem freien Federende des in derselben Lage befestigt gehaltenen Instrumentes befestigte ich einen Faden, führte denselben aufwärts und darauf über eine Messingrolle wieder abwärts. An das Ende dieses so senkrecht niederhängenden Fadens befestigte ich ein Messinggewicht von 50 Grammes. Hierauf wurde das Täfelchen in Bewegung gesetzt. Das Gewicht fing ich nun abwechselnd mit der Hand schnell auf und liess es wieder fallen. Figur 8. B. zeigt

uns die so verzeichneten Curven ohne jegliche Spur von Nachschwingung. Und doch schwingt auch hier das Ende der Feder wiederum frei, wie es bei der Applikation doch niemals der Fall ist. Schon Mach hat einen Versuch dieser Art mit ganz demselben Erfolge angestellt.

v. Wittich*) erläuterte auf der Naturforscher-Versammlung zu Hannover eine sinnreiche Methode, durch welche er die Zuverlässigkeit des Marey'schen Instrumentes prüfte. An das Ende der Druckfeder des frei befestigten Sphygmographen wurde ein Musc. Gastrocnemius eines Frosches angebracht, welcher vom Nerven aus gereizt wurde. Bei jeder Contraction des Muskels wurde auf die Feder eingewirkt. Die durch die Contraction verzeichneten Curven zeigten niemals dicrotische Nachschwingungen, obwohl weder der Ausschlag an Grösse der primären Pulselevation nachstand, noch auch die Dauer der Zuckung länger war, als die Dauer des Pulsschlages. Mit dem Absinken der Erregbarkeit des Muskels änderte sich auch allmählich die Form der Curven, die sich hauptsächlich darin zu erkennen gab, dass die Erhebung des Schreibhebels nicht mehr so hoch reichte, dass der Muskel bei der gleichlangen Reizung länger im Verkürzungsstadium blieb und dass endlich der Schreibhebel ganz allmählich sank. Die Curve des reizbaren Muskels zeigte brüske, hohe Elevation, spitzen Gipfel, steil abfallenden absteigenden Schenkel; die Curve des ermüdeten Muskels hingegen bot dar: kürzeren schräger aufsteigenden Elevationsschenkel, breiten abgerundeten Curvengipfel, sehr schräg absinkenden absteigenden Schenkel.

Um die theoretische sowohl, als auch um die experimentale Kritik des Marey'schen Sphygmographen hat sich schon früher Mach**) ein Verdienst erworben. Bevor ich auf die Ergebnisse

---

*) Beiträge zur Sphygmographie. Amtlicher Bericht der Naturforscher-Versammlung zu Hannover 1865. p. 237.

**) Vergl. dessen hierher zielende Arbeiten: Zur Theorie der Pulswellenzeichner. Sitzungsberichte der K. K. Akademie der Wissenschaften zu Wien (mathematisch-physikalische Klasse) 1862. Bd. 46. 2. Abth p. 157 und Zeitschrift der K. K. Gesellschaft der Aerzte in Wien 1862. Jahrgang 18.; Bd. 2. (ein, zum Theil wörtlicher, kurzer Auszug der vorigen Arbeit). — Ueber die Ge-

eingehe, zu denen dieser Forscher gelangt ist, will ich aus meinen eigenen Curven den Beweis herleiten, dass die Elevationen nicht von einer Nachschwingung herrühren können. Ich finde diesen unzweifelhaft geliefert in folgenden Momenten:

1. Die Schwingungsdauer ist bei den Curven verschiedener Arterien eine sehr verschiedene. Wären nämlich die Elevationen im absteigenden Curvenschenkel blosse Nachschwingungen des Instrumentes, so müssten die Zeiten sich stets gleich bleiben bei derselben Art der Applikation. Dies ist aber bei Weitem nicht der Fall.

Die Schwingungen der frei oscillirenden Feder meines Instrumentes (siehe *A*), mitsammt dem Schreibhebel, betragen ungefähr $0,_{129}$ Sekunden. Betrachten wir dem gegenüber die Zeiten für den Eintritt der Nachschwingungen an den Curven der verschiedenen Arterien, so werden wir sehen, dass dieselben von dieser Zeitgrösse bedeutend abweichen. Die Curve *C* ist angefertigt von der Aorta abdominalis eines kleinen mit Opium vergifteten Hundes mit bedeutender Pulsfrequenz. Hier trat die Nachschwingung in einer Zeit von $0,_{076}$ — $0,_{086}$ Sekunden ein, also sogar früher, als die Eigenschwingung zeitlich abläuft. Die Curve *E* ist von der Arteria femoralis eines jungen kräftigen Mannes in der Schenkelbeuge entnommen. Die sekundäre Erhebung tritt bei dieser nach meinen Messungen $0,_{594}$ Sekunden nach dem Beginne der primären Erhebung ein, also mehr als sieben Mal später als im ersten Falle! Ich könnte die Zahl dieser Beispiele noch beliebig vermehren, die Beschreibung der Pulscurven der einzelnen Körperarterien liefert uns noch manchen unumstösslichen Belag hierfür und ich will hier nur darauf verweisen. Aber ich glaube, schon diese Beispiele genügen vollkommen, um den Satz zu erhärten, dass die zweite Erhebung keine einfache Nachschwingung der Feder sein kann, dass sie vielmehr eine specifische Bewegungserscheinung der Arterienwand sein müsse.

2. Ein zweites Moment finde ich in der Grösse der

---

setze des Mitschwingens. Sitzungsberichte der K. K. Akademie der Wissenschaften zu Wien (math.-phys. Klasse) 1863. Bd. 47. 2. Abth. p. 33; über eine neue Einrichtung des Pulswellenzeichners. Daselbst pag. 53.

sekundären Erhebung. Hätten wir es mit einer einfachen Nachschwingung zu thun, so müsste bei einer gleichmässigen Applikationsweise offenbar dieselbe um so höher sein, je grösser die Schwingungsamplitüde des ersten Ausschlages war, wie es ja auch die Curven A zeigen. Dieses ist aber an den Pulscurven fast nie der Fall. Die Curve F, von einer mit deutlich fühlbarem Pulsus dicrotus behafteten Brachialis hat einen höheren Nachschlag, als die selbst freischwingende und viel höher getriebene Feder bei A ihn erzeugen kann! Und nun die Curve G, vom Herzstosse eines Gesunden aufgeschrieben, hat gar keinen Nachschlag, obschon die primäre Elevation viel höher ist, als in F. Solche Beispiele müssen auch den heftigsten Gegner bekehren.

3. Wir finden in der Mehrzahl der Fälle bei Pulscurven, welche von Arterien oder von elastischen Schläuchen verzeichnet sind, kleine Erhebungen mit grösseren abwechseln, und zwar treten an den Arterien-Curven meist zuerst die kleinen auf, dann folgt eine grosse, und endlich können wieder kleinere folgen. Bei der Curve E zeigt sich erst eine kleine und dann eine viel grössere. Dies lässt sich mit der Annahme einfacher Nachschwingungen nicht vereinigen, da bei letzteren die Grösse der Schwingungen im Anfange am bedeutendsten ist und allmählich abnimmt.

4. Die ganze nachfolgende Untersuchungsreihe über die Pulscurven der elastischen Schläuche liefert in ihren Einzelnheiten schlagende Beweise. Ich verweise daher auf die folgende Darstellung.

Die Ergebnisse, zu denen Mach durch seine Experimental-Untersuchung gelangte, stellt dieser Forscher in folgenden Sätzen zusammen:

1) So wie die Theorie führt auch das Experiment zu einem sehr günstigen Urtheil über Marey's Sphygmograph. Das Instrument registrirt selbst sehr rasche und heftige Druckvariationen mit grosser Genauigkeit. Es ist also namentlich Meissner's Behauptung, die Eigenthümlichkeiten des menschlichen Pulses seien durch Nachschwingungen des Instrumentes bedingt, als unrichtig zu bezeichnen. Das Instrument kann dem praktischen Arzte nur empfohlen werden.

2) Es ist möglich, dass durch die Applikation des Instru-

mentes die Pulswellen in den Arterien eine kleine Veränderung erleiden. In welchem Maasse und in welcher Weise dies geschieht, muss eine genaue Untersuchung über Wellenbewegung in elastischen Röhren nachweisen, und zwar eine Untersuchung, welche mit vom Sphygmographen unabhängigen Mitteln durchgeführt werden muss.

3. Es wäre gegenwärtig verfrüht, wenn man die Methode aus der Curve des Wellenzeichners die Curve des Blutdruckes abzuleiten, für den Sphygmographen zurechtlegen wollte, — weil das Instrument für eine numerische Auswerthung noch zu unregelmässig registrirt.

---

§. 17.

Mach hat weiterhin das allgemeine Schema eines Pulswellenzeichners entworfen.

Fig. 9.

Eine Masse A wird durch eine Kraft in der Gleichgewichtslage O erhalten, diese Kraft wirkt proportional der Entfernung aus der Gleichgewichtslage. Auf diese Masse A wirkt nun der von dem Schlage der Schlagader ausgehende, in der Richtung XX' wirkende veränderliche Druck und setzt sie in schwingende Bewegung. Nun ist mit der Masse A eine andere, viel geringere in Verbindung gebracht B, von welcher die Zeichnung der Bewegung vollführt wird. „Es hängt nun die Bewegung der Masse A durch eine Differentialgleichung mit dem veränderlichen auf A wirkenden Drucke zusammen und eine andere Gleichung von derselben Form gibt die Relation zwischen der Bewegung der Masse B und jener der Masse A. Namentlich dann, wenn B gegen A sehr klein ist, so dass man annehmen kann, A wirke auf B, die Wirkung von B umgekehrt auf A sei aber verschwindend. Es genügt demnach blos die Bewegung von A zu untersuchen, da sich das Weitere durch abermalige Anwendung derselben Schlüsse ergibt. Wenn B sehr klein und die Verbindung mit A durch Körper von grossem Elasticitätsmodul hergestellt ist, so kann

man wohl annehmen, B und A bewege sich wie eine einzige Masse.

Mach hat weiterhin eine allgemeine Methode ermittelt, aus der von dem Pulswellenzeichner geschriebenen Curve die Curve des Blutdruckes zu berechnen. Hierzu ist es aber nothwendig, dass man das Widerstandsgesetz genau berechnet hat, unter welchem der Sphygmograph arbeitet. Offen gesagt, halte ich dies bei der Construction des Apparates für ganz unberechenbar, da derselbe selbst bei genauer Handhabung bald mit grösserem, bald mit geringerem Widerstande die Curven aufzeichnet.

Jener Pulswellenzeichner ist der vollkommenste und seine Curven stimmen mit den Curven der wirklich in der Arterie vor sich gehenden Druckvariation am genauesten überein, bei welchem die Widerstände gering sind, und jene Masse des Instrumentes, welche durch die arterielle Druckvariation in Schwingungen versetzt wird, selbst durch bedeutende Kräfte nur eine geringe Verschiebung aus der Gleichgewichtslage erleidet. Diesen Anforderungen entspricht in der That sehr wohl das Marey'sche Instrument. Der Ansicht Fick's*) widerspricht Mach wohl mit Recht, welcher seinerseits zu dem Resultate gelangt, das Instrument müsse möglichst masselos sein und mit so grossen Widerständen construirt werden, als es überhaupt angeht. Ersteres trifft allerdings zu, nicht so das letztere.

Wer viel mit dem Marey'schen Sphygmographen gearbeitet hat, wird sicherlich die Erfahrung gemacht haben, dass die Druckfeder häufig für einen bestimmten vorliegenden Fall nicht mit entsprechender Spannkraft wider das pulsirende Objekt gegendrückt. Mir selbst, der ich seit acht Jahren mit dem Instrumente vielfältige Untersuchungen ausgeführt habe, ist es wiederholt so ergangen. So fand ich bei stark und ergiebig pulsirenden Aneurysmen die Feder stets viel zu schwach, bei dem so höchst weichen Venenpulse hingegen war die Feder viel zu hart, so dass der Apparat überhaupt gar keine Bewegungen zeigte. Der Verfertiger des

*) Medizinische Physik. p. 479.

Marey'schen Apparates scheint überdies die Stärke der Druckfeder ganz nach Belieben zu wählen, ich wenigstens habe sehr differente in Händen gehabt und vernehme dasselbe von anderen Beobachtern. Durch Anziehen einer Hülfsschraube, welche die Druckfeder nach Unten abwärts presst, kann man nun allerdings die Spannung der Druckfeder erhöhen und so die Stärke der Feder variiren. Allein das scheint mir noch ungenügend. Soll der Marey'sche Apparat überhaupt für alle Fälle ausreichen, so müssen demselben nach meinem Ermessen wenigstens drei verschiedene Druckfedern beigegeben werden: eine mittelstarke für die gewöhnlichen normalen und für die nicht sehr von der Stärke der normalen Pulsationen abweichenden pathologischen Pulsbewegungen, ferner eine harte für brüske und sehr ergiebige Bewegungen und endlich eine ganz weiche, welche dem leisesten Drucke nachgibt, für sehr schwache und durch Druck leicht erlöschende Rhythmen. Diese Zugabe kann unmöglich den Apparat merklich vertheuern und es lässt sich mit Leichtigkeit die Einrichtung treffen, dass die Federn beliebig gewechselt werden können.

Longuet's Sphygmograph.

§. 18.

Longuet, ein Schüler Béhiers, glaubt in dem von ihm construirten Instrumente bedeutende Vorzüge vor den übrigen Sphygmographen vereinigt zu haben.*) Die beigefügte schematische Zeichnung wird uns leicht die Einrichtung des Instrumentes verständlich machen.

Longuet erzielt die Vergrösserung der Pulsbewegung nicht wie Vierordt und Marey durch den Hebel, sondern durch eine Scheibe, in der Art, dass er den Pulsstoss auf dieselbe in der Nähe ihres Centrums, um welches herum sie mittels einer senkrecht durchgehenden Axe drehbar ist, einwirken lässt und an ihrer Peripherie die Schreibfeder anbringt. Im Einzelnen besteht

---

*) Bulletin de l'académie de médecine. 1868. Tome XXXIII. p. 962.

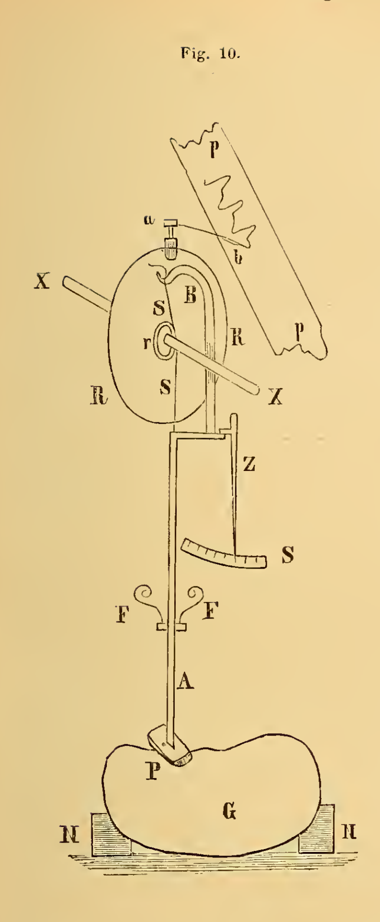


Fig. 10.

der Apparat zunächst aus einem senkrecht gerichteten Stäbchen *A*, welches an seinem unteren Ende die Pelotte *P* trägt, welche auf der Arterie zu liegen kommt und zwar auf der Art. radialis, für welche der Apparat vornehmlich bestimmt ist. Zwei Federn *F F* drücken das Stäbchen mit ihrer elastischen Kraft gegen die Arterie an. Das Stäbchen geht an seinem oberen Ende in einen Fiedelbogen *B* über, dessen Schnur straff um die kleine Rolle *r* herumgeführt ist. Senkrecht durch die letztere läuft die Axe *X X*, um welche sich die Rolle dreht Mit der kleinen Rolle steht, und zwar um dieselbe Axe drehbar, die bedeutend grössere Scheibe *R R* in fester Verbindung. Es ist klar, dass, wenn das Stäbchen *A* mit seinem Fiedelbogen auf- und niedergeht, die kleine Rolle sich drehen muss und ebenso die mit ihr verbundene Scheibe *R R*. Da letztere beträchtlich grösser ist, als die Rolle *r*, so wird ein Punkt ihrer Peripherie auch eine entsprechend grössere Bewegung machen, als ein Punkt an der Peripherie der Rolle *r*. An die Peripherie der Scheibe wird nun die Klemme *a* gesteckt, welche an einem horizontalgerichteten, leicht abwärts federnden Metallblatt die gewöhnliche Schreibfeder *b* trägt, welche auf dem durch ein Uhrwerk vorgezogenen Papierstreifen *p p* die Pulsbewegung in dieser ihrer Vergrösserung aufzeichnet.

Das Stäbchen überträgt seine Bewegung ausserdem auf den Zeiger *Z*, welcher auf der bogenförmigen Skala *S* den Druck angibt, mit welcher die Pelotte *P* auf die Arterie drückt, und die

Kraft, mit welcher die Arterie das Stäbchen zu heben im Stande ist. Der Vorderarm, dessen Durchschnitt in *G* verzeichnet ist, wird auf ein besonderes Brett gelegt, und wird in seiner Lage durch die beiden Seitenklötze *NN* erhalten.

Longuet rühmt nun folgende Vorzüge seines Instrumentes gegenüber dem seines Landsmannes Marey. Zuerst wird der Vorderarm nur an 3 Punkten einem Drucke ausgesetzt, nämlich von Seiten der beiden Seitenklötze *NN* und der Pelotte *P*. Auf diese Weise erleidet die Cirkulation, namentlich in den Venen keine Behinderung, welche wohl eintreten kann, wenn der Vorderarm, wie es bei dem Marey'schen Instrumente sein soll, mit der Befestigungsschnur auf dem Arme festgeschnürt wird. Dieses ist jedoch nur ein scheinbarer Vortheil, da der Marey'sche Apparat gar nicht die venöse Cirkulation behindert, wenn er kunstgemäss angelegt ist. Es ist noch keinem Forscher, der mit dem Marey'schen Instrumente gearbeitet hat, jemals eingefallen, demselben nach dieser Richtung hin einen Fehler beizulegen. Im Uebrigen kann man auch ganz gut ohne Umschlingung mit der Schnur den Apparat fixiren. Die angegebene Lagerung des Vorderarmes bei Longuet soll es ferner möglich machen, den Apparat selbst bei ganz kleinen Kindern anzuwenden. Offenbar doch wohl nur, wenn sie still halten und dann geht es mit dem Marey'schen Instrumente auch. Es soll ferner der senkrecht wirkende Druck der Pelotte mehr begrenzt die Arterie erreichen können und deshalb die Curven präciser machen Auch diesen Vorwurf, dass die Pelotte die Arterie nicht in hinreichend begrenzter Weise erreiche, wird man nicht mit Ernst dem Marey'schen Instrumente machen können. Longuet rühmt ferner die grössere Handlichkeit seiner Schreibfeder; auch dieses zugegeben, fragt sich andererseits, ob Longuet's gewöhnliche Feder mit dem erforderlichen Minimum der Reibung schreibe. Das Vorhandensein des Zeigerdynamometers wird ferner als ein Vortheil wohl nicht ganz mit Unrecht hervorgehoben, dagegen ist offenbar die Zulässigkeit langer Papierstreifen wohl nur ein recht schwacher Vorzug. Ein weiterer, ebenfalls nicht wesentlicher Vorzug soll darin liegen, dass das Stäbchen mit seiner Pelotte vor der Anlegung völlig frei ist. Der Apparat lässt sich nicht allein an die Art. radialis, sondern auch

an andere anlegen; da dies aber auch vom Marey'schen gilt, so liegt hier wiederum kein Vorzug vor.

Die gerühmten Vorzüge scheinen mir, ich gestehe es offen, so gut wie gar nicht zu existiren, dagegen zeigt der Apparat vom Standpunkte der Mechanik aus einen entschiedenen Rückschritt. Es ist an demselben die bewegte Masse bedeutend vermehrt.

Ganz offenbar wird die grosse Scheibe eine grössere Tendenz zur Eigenbewegung haben, als der dünne Marey'sche Holzhebel, der ja eigentlich nur einem dünnen Radius der Longuet'schen Scheibe gleicht. Durch diese Vermehrung der bewegten Masse ist aber einer der Hauptanforderungen eines guten Sphygmographen geradezu widersprochen. Nach alledem muss ich mich dagegen erklären, in dem Longuet'schen Instrumente einen Fortschritt zu erblicken.

Valentin's Pulszeichner.

§. 19.

Valentin glaubt, dass man sich die Aufgabe, naturgetreue Pulscurven zu gewinnen, durch zweierlei Umstände erschwert habe.*) Das Aufzeichnen auf einem senkrechten Cylinder begünstigt nach seiner Ansicht die Eigenschwingungen des Einflusses der Schwere wegen. Das Bemühen, die Pulscurven vergrössert zu erhalten, zwingt zu der Einführung eines Spieles kürzerer und längerer Hebelarme, durch welches die ursprüngliche Unrichtigkeit nicht immer naturgetreu wiedergegeben wird. Da man jede Pulscurve unter Vergrösserungsgläsern ausmessen könne, so erzeuge es keinen wesentlichen Nachtheil, wenn man sie in ihrer ursprünglichen Kleinheit aufzeichne. Die Vorrichtungen werden hierdurch einfacher und deswegen zugleich sicherer.

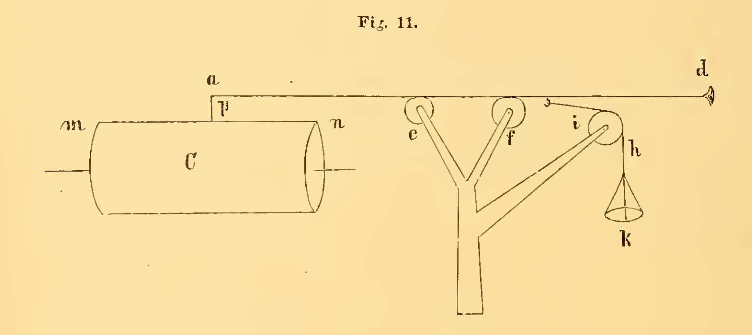
Der waagerechte Gang des Schreibhebels, sagt Valentin weiter, gewährt den Vortheil, dass alle störenden Eigenbewegungen desselben hinwegfallen, wenn er vor jeder unnatürlichen Sei-

---

*) Versuch einer physiologischen Pathologie des Herzens und der Blutgefässe. Leipzig und Heidelberg. 1866. p. 381.

tenschwankung durch die Einrichtung des Apparates selbst bewahrt wird. Valentin empfiehlt in dieser Hinsicht zwei Vorrichtungen, die er zum Aufschreiben der Muskelcurven benutzt. Die erste Vorrichtung lässt den Hebel auf kleinen gefurchten Rollen laufen. Sie müssten für den Sphygmographen in feinen Spitzen mit möglichst geringer Reibung spielen oder als Frictionsrollen eingerichtet sein.

Fig. 11.



Ist *m n* die Oberfläche des sich waagerecht drehenden Cylinders *C* (oder einer Scheibe), so trägt der auf den Rollen *c* und *f* bewegliche Hebel *a d* den Schreibstift *a p* (eine Hipp'sche Feder). Das Ende *d* wird an der Pulsstelle befestigt. Die über die Rolle *i* laufende Schnur *h*, welche zur Waagschaale *k* geht, ist hinter *f* an dem Hebel *a d* so befestigt, dass sie diesen gegen die Pulsstelle andrückt, wenn man das nöthige Gewicht auf *k* legt. Der Hebel könnte in der Nähe seiner beiden Enden aus- und einschiebbar gemacht werden, um seine Länge den mit den verschiedenen Schlagadern wechselnden Bedürfnissen anzupassen. Die Vorrichtung würde es möglich machen, die Grösse der Zusammendrückung der Schlagader und der Nutzwirkung, die sie während jeden Schlages leistet, genauer zu bestimmen.

In neuerer Zeit hat Valentin die zweite Vorrichtung getroffen, indem er den Hebel *ad* an zwei oben und unten in Spitzen laufenden Tragarmen aufhängen lässt, so dass dessen Hin- und Herbewegung leichter als auf Rollen möglich wird. Diese zweite an einer kleinen Säule befestigte Vorrichtung hat unten einen die Rolle *i* tragenden Stab, den man, wie das an dem Hebel an-

schraubbare Häkchen, in dem die Schnur *h* befestigt wird, an der einen oder anderen Seite des Statives anbringen kann, je nachdem man diese zweite Vorrichtung für die Myographie oder die Sphygmographie verwenden will.

Valentin hat schon früher der besagten ersten Vorrichtung das Wort geredet*), doch will es mir scheinen, dass er es bei der Empfehlung hat bewenden lassen, ohne den Apparat praktisch zu verwenden. Denn die am letztgenannten Orte auf rotirender Scheibe gegebene Abbildung ist wohl nur schematisch hingezeichnet. Sie gleicht den Vierordt'schen Pulsbildern und ist schon deshalb nicht naturgetreu zu nennen.

Dass der Valentin'sche Apparat in seiner ersten oder zweiten Vorrichtung wirklich zum Pulszeichnen benutzt werden kann, unterliegt gar keinem Zweifel. Es fragt sich nur, wie die Bilder werden; und da muss ich nach meinen an anderen Apparaten gemachten Erfahrungen denn doch entschiedene Zweifel kundgeben, ob es gelingen wird, ohne die Bewegungen der Arterienwand durch Hebelvorrichtung zu vergrössern, Bilder zu erzielen, die alle Einzelheiten der Pulsbewegung deutlich wiedergeben. In allergünstigsten Fällen wird man nämlich vielleicht die Rückstosswelle verzeichnet finden, — die Elasticitätsschwankungen dürften aber kaum jemals zur Perception kommen. Eine nachträgliche Vergrösserung unter dem Mikroskop kann aber in keiner Weise die mechanische Vergrösserung durch den Zeichenhebel ersetzen. Aus diesem Grunde habe ich es unterlassen, den Apparat, den man sich gewiss leicht herstellen kann, experimental zu prüfen.

Czermak's Pulsspiegel.

§. 20.

Czermak**) zeigte die Bewegungen der Arterienwand beim Pulse durch ein planes Spiegelchen, welches an einer Nadel be-

*) Grundriss der Physiologie. 4. Aufl. Braunschweig 1855. p. 164. § 536.

**) Mittheilungen aus dem physiologischen Privatlaboratorium. Heft I. Wien 1864. p 29 — und Sphygmische Bemerkungen, Sitzungsberichte der k. k. Akademie der Wissenschaften zu Wien, mathem.-physik. Klasse. Bd. 47. 2 Abth. 1863. p. 438 442.

festigt ist. Letztere wird in die Epidermis über einer oberflächlichen Arterie eingestochen. Durch die Expansion des Arterienrohres wird die Nadel in Bewegung gesetzt und letztere theilt als Hebel dem Spiegelchen die Bewegung mit. Ein helles vom Spiegel reflectirtes Licht wird auf einem entfernt stehenden Schirm aufgefangen und zeigt so in vergrössertem Maassstabe die Bewegung der Arterienwand an. Czermak hat auch leichte spiegelnde Flitter auf die Haut über der pulsirenden Schlagader gelegt und mit dem Vergrösserungsglase die hüpfenden Lichtreflexe beobachtet. Die Vorzüge dieser Beobachtungsmethode besteht darin, dass ja die Strahlen des Lichtes, welche im vergrösserten Maassstabe die Arterienbewegung anzeigen,

1) vollkommen gewichtlos sind,
2) ohne irgend welche Reibung schreiben,
3) ohne die geringste Veränderung der natürlichen Verhältnisse der pulsirenden Arterie an derselben applizirbar sind.

Mein Gas-Sphygmoscop.

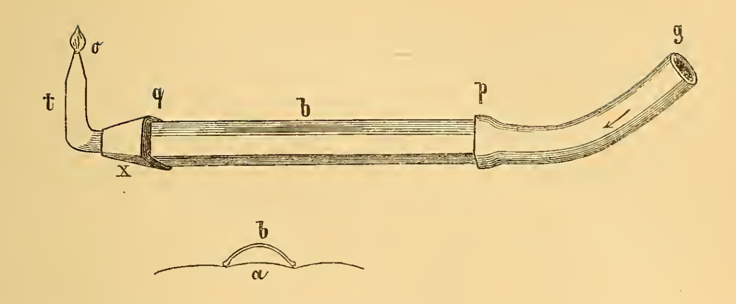
§. 21.

Ich habe ein Verfahren ersonnen,*) welches uns das Vorhandensein des dikrotischen Nachschlages auf das Unzweifelhaftigste beweist, ohne dass dabei durch den Pulsschlag auch nur eine Spur einer festen oder tropfbarflüssigen Masse in Bewegung gesetzt wird. Ich ging dabei von folgendem Princip aus. Die oberflächlich liegenden Schlagadern, welche ihre Bewegung der überliegenden Haut mittheilen, werden natürlich durch die mitbewegte Hautschicht auch diejenigen Lufttheilchen mit in Bewegung setzten, welche der Haut zunächst liegen.

Ich sperre nun die dünne Luftschicht oberhalb des pulsirenden Hautbezirkes (*a*) durch eine sehr seichte metallene Rinne (*b*) ab, die etwa 4 CM lang und 1 CM. breit, so auf die Haut gelegt wird, als decke sie mit der concaven Fläche den Längsverlauf des Gefässes. Den sehr kleinen Zwischenraum zwischen der

*) Centralblatt für die mediz. Wissenschaften. 1870. No 28

Fig. 12.



Metallwand und der Haut fülle ich mit einem brennbaren Gase, am einfachsten mit Leuchtgas an. Zu dem Behufe verbinde ich mit dem einen Ende (*p*) des gewölbten Metalltunnels eine zuleitende Gasröhre (*g*). Mit dem anderen Ende (*q*) hingegen setze ich, durch ein kurzes Cautschukzwischenstück (*x*) verbunden, ein knieförmig aufwärts gerichtetes Glasröhrchen (*t*) in Verbindung, dessen Spitze eine Nähnadeldünne Oeffnung (*o*) zum Austritt des Gases durchbohrt. Ich lasse das Gas bei minimalstem Drucke durch den die Arterie der Länge nach überwölbenden Metalltunnel streichen und entzünde es an der Spitzenöffnung des Glasröhrchens. Die Flamme darf nur wenige Millimeter hoch sein.

Nun erkennt man schon mit blossem Auge, noch viel besser aber bei Lupenvergrösserung, dass die Flamme isochron mit jedem Pulsschlage anwächst und zwar mit einem ganz deutlich markirten Nachschlage. Setzt man auf die Art. radialis des einen Armes den Marey'schen Sphygmographen, auf die des andern das Gas-Sphygmoscop, so überzeugt man sich, dass in dem Hauptschlag und dem Nachschlag beider Seiten völlige Zeitgleichheit besteht.

Nimmt man Wasserstoffgas, so hat man ein etwa 15 Mal leichteres Material als die atmosphärische Luft, auf das der Pulsschlag die Bewegung überträgt.

Ich habe das Gas-Sphygmoscop auch an elastischen Schläuchen geprüft. Hier gebe ich demselben eine andere Form, nämlich ich umgebe das elastische Rohr an einer Stelle mit einer einige Centimeter langen Glasröhre, die nur wenig dicker ist, als die elastische Röhre. Die beiden Enden der Glasröhre werden

um das elastische Rohr gedichtet und durch die Dichtung tritt an einem Ende die zuleitende Gasröhre, am anderen Ende die ableitende zum Gasbrenner führende Röhre. Hier zeigt sich das Spiel der kleinen Flamme ausserordentlich schön und deutlich, indem es jede Bewegung der elastischen Röhre illustrirt.

Auf schnell rotirendem Spiegel wird voraussichtlich der Gang der Bewegungserscheinungen des Nachschlages noch deutlicher, vielleicht auch der sogenannten Elasticitätselevationen zu beachten sein.

An blossgelegten Schlagadern der Thiere kann man das Instrument in einer etwas modificirten Form zur Anwendung ziehen, im Ganzen jedoch ähnlich der Vorrichtung, die ich demselben an den elastischen Röhren gegeben.

Ein längliches Metallkästchen besteht aus einem Bodenstücke und einem Deckelstücke, beide in Gestalt kleiner Tröge, die schachtelartig über einander geschoben werden können. In den schmalen Seiten des Kästchens befindet sich jederseits eine runde Oeffnung und zwar im Bodenstück eine Halbkreisfläche, und im Deckelstück eine solche einnehmend. Ist die Arterie in hinreichend weiter Strecke blossgelegt, so schiebt man das Bodenstück der Länge nach so unter die Schlagader, dass dieselbe in den halbkreisförmigen Ausschnitten der Endflächen liegt. Alsdann wird das Deckelstück in analoger Weise von Oben darüber gestülpt. Die Arterie liegt nun im Kästchen eingeschlossen, durch die runde Oeffnung der einen Endfläche eintretend, durch die andere austretend. In der oberen Fläche des Deckels sind zwei Röhrchen eingelöthet: das eine verbindet man mit dem Gasrohre, auf das andere setze man den kleinen Gasbrenner

Nachdem die Schlagader in ihren Metalllöchern gut durch Talg oder weiche Fettschmiere gedichtet ist, lässt man das Gas einströmen und beobachtet nun deutlichst das Spiel der Flamme mit primärem Schlag und Rückschlag.

Ich mache noch besonders darauf aufmerksam, dass der Nachschlag der kleinen Flamme nicht etwa als ein einfaches Nachflackern aufzufassen ist. Hiervon unterscheidet es sich auf den ersten Blick. Ausserdem erkennt man aber auch, dass der Nachschlag der Flamme an den verschiedenen Ar-

terien in verschieden grossen Zeitintervallen erfolgt, gerade wie der Nachschlag des Marey'schen Sphygmographen, wie ich Unten genauer auseinandersetzen werde. Das ist natürlich mit der Annahme eines etwaigen Nachflackerns vollkommen unvereinbar.

Auf der Versammlung der baltischen Aerzte in Greifswald, am 9. und 10. Juni 1870, hatte ich das Vergnügen, die anspruchslose Vorrichtung einer grossen Zahl von Collegen auf dem hiesigen physiologischen Institute desmonstriren zu dürfen.

Das Photographiren der Pulsbilder.

§. 22.

Von dem Gedanken geleitet, dass alle Instrumente, welche man mit der lebendigen Pulsader in Berührung bringt, durch ihre Eigenschwingungen die wirkliche Form der Pulsbewegungen verunstalten und stören könnten, hat man daran gedacht, das Bild des pulsirenden kleinen Radialishügels am Handgelenke durch optische Mittel zu vergrössern und den bewegten Schatten auf einer empfindlichen Platte, die seitlich bewegt wird, zu photographiren.

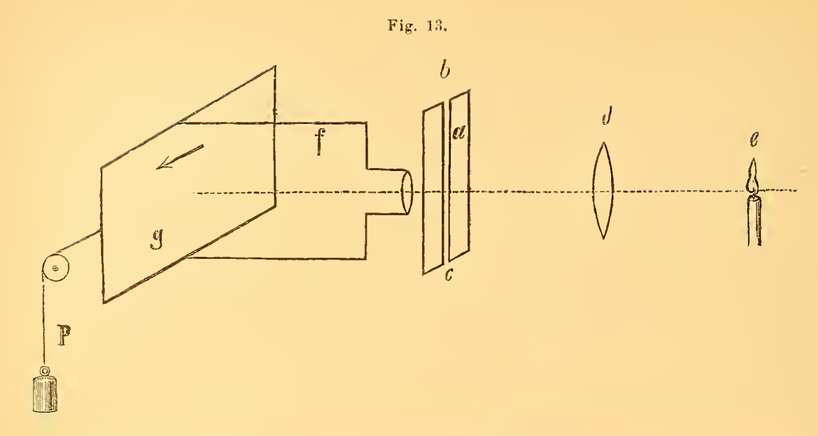
Schon vor einer Reihe von Jahren hatte Valentin und Fischer es versucht, die Schwankungen der Quecksilbersäule des Kymographiums photographisch aufzuzeichnen, um sich von den Reibungen der gewöhnlichen Schreibvorrichtungen zu befreien. (Valentin, Versuch einer physiologischen Pathologie des Herzens, 1866. p. 381. §. 506.)

Czermak*) hat darauf den Gedanken an die Sphygmo-Photographie angeregt, den unabhängig von ihm auch Th. Weber gefasst hatte. Ich möchte den folgenden Apparat hierfür empfehlen, wie er zur Registrirung von den Physikern, Astronomen und Meteorologen schon seit längerer Zeit gebraucht wird.

---

*) Miltheilungen aus dem physiologischen Privatlaboratorium. Wien 1864. p. 27—29.

Fig. 13.



Vor die Spalte *b c* des Schirmes *a* bringe man den Radialishügel in ruhiger Lage an und beleuchte ihn von der Seite mittels einer Sammellinse *d* durch Kerzenlicht *e*. Eine Camera obscura *f* wird von der anderen Seite dem Spalte sehr genähert. Das Bild des pulsirenden Hügels fällt natürlich vergrössert und umgekehrt auf die hintere Wand *g* der Camera. Je weiter die Rückwand von der Linse der Camera entfernt ist, desto grösser ist das Bild des Hügels. Die Rückwand der Camera stellt eine empfindliche Platte dar, die durch eine passende Vorrichtung *P* gleichmässig seitlich bewegt wird. Auf diese Weise wird die Pulsbewegung der Radialis photographirt.

Der hier kurz beschriebene Apparat wurde schon im Jahre 1846, sieben Jahre nach Entdeckung der Photographie von Ronald in Paris angefertigt zu dem Zwecke, um die Schwankungen des Barometers und Thermometers so auf Daguerrotyp-Platten zu verzeichnen.

Brooke setzte dies Verfahren fort und er war im Stande, auf der Londoner Weltausstellung 1851 einen derartigen vollständigen photographisch-meteorologischen Apparat auszustellen, der grosses Aufsehen erregte und sofort in Kew, Greenwich und Paris Eingang fand.

Czermak*) macht mit Recht darauf aufmerksam, dass sich

*) Sitzungsberichte der K. K. Akademie der Wissenschaften zu Wien. Bd. 47. 1863. p. 442.

von der pulsirenden Arterienwand ein bedeutend vergrösserter Schattenriss erzeugen lasse, wenn man den Fokus einer Linse von passend gewählter Brennweite der Arterie von einer Seite nähert, so dass dieselbe nahe am Fokus in den divergirenden Strahlenkegel zu liegen kommt. Die Lichtstrahlen verhalten sich dann genau wie ein Fühlhebel, dessen Umdrehungspunkt mit dem Brennpunkt zusammenfällt. Durch die vertikale enge Spalte lässt sich dann eine schmale Lichtlinie erhalten, die sich genau entsprechend den Bewegungen der Arterienwand verkürzen und verlängern wird. Die Lichtstrahlen werden dann direct in die Camera geleitet, ohne zwischenliegende Linse. Durch diese von Czermak empfohlene Modifikation werden natürlich die photographischen Curven grösser ausfallen.

Für die graphische Darstellung der Pulsbewegung setze man jedoch auf diese Vorrichtungen, so sinnreich sie auch sind, nur keine zu grossen Hoffnungen. Denn einmal sind die Pulse mancher Arterien: Carotis, Brachialis, Femoralis, Tibialis postica auf diese Weise gar nicht vor den Spalt zu bringen und zum andern theilen sich gerade die feinsten Bewegungserscheinungen nicht der Haut in hinreichender Weise mit. Es ist vielmehr nothwendig, dass die letztere durch Druck der Arterienwandung so nahe wie möglich gebracht wird.

Will man sich also lediglich davon überzeugen, dass der pulsirende Radialishügel die Rückstosselevation ohne alle Instrumente zeigt, — gut, — das sieht man auch mit blossem Auge, wie ich bewiesen habe; — will man aber wirklich mit allen ihren Einzelheiten genaue Pulsbilder erzielen, — dann nehme man vor allen Dingen diesen Apparat nicht.

Czermak erwähnt von diesen Pulsphotographien noch, dass man dieselben zur genauen Messung der Fortpflanzungsgeschwindigkeit der Pulswellen in den Arterien wird benutzen können, zu welchem Zwecke man füglich die zu vergleichenden Curven auf einer und derselben Collodiumplatte gleichzeitig photographiren lassen kann.

Neuerdings hat auch Ch. Ozanam*) Herz- und Pulsschlag

*) Les battements du coeur et du pouls reproduits par la photographie. Comptes rendus. 1867. p. 314.

photographirt. Er setzt eine, unten mit einer Membran verschlossene und bis zu einer gewissen Höhe mit Quecksilber gefüllte Glasröhre auf die pulsirende Körperregion und photographirt die Schwankungen des Niveaus. Mir scheint denn doch eine solche Genauigkeit etwas verdächtig. Die Photographie hat doch nur den Sinn, um die Eigenschwingungen aller Instrumente zu vermeiden. Wesshalb also eine Quecksilbersäule einführen, die so ausserordentlich leicht Eigenschwingungen macht?

Der Angiograph.

§. 23.

Nach meinen Erfahrungen gebe ich der Hebelvorrichtung bei der Construction eines die rhythmischen Bewegungen registrirenden Instrumentes vor der Anwendung von Druckfedern entschieden den Vorzug. Namentlich allemal da, wo es sich um Erzielung möglichst genauer Resultate handelt, muss es wünschenswerth erscheinen, dass man die Belastung des Instrumentes vollkommen in seiner Hand hat.

Das von mir construirte Instrument besteht aus folgenden Theilen, die sich aus der Abbildung leicht in ihrer Zusammensetzung erkennen lassen. An dem einen Ende der als Basis dienenden Platte $G\,G$ erhebt sich das Zapfenpaar p (in der Zeichnung ist nur der eine sichtbar) zwischen deren oberen Theilen x der Hebel $d\,r$ zwischen feinen Spitzen im Charniergelenke beweglich ist.

Dieser zweiarmige Hebel trägt an seinem längeren Arme b einen unter ziemlich rechtem Winkel nach abwärts gerichteten Fortsatz, der Unten in eine platte, länglich ovale Pelotte c ausgeht, welche auf die pulsirende Stelle zu liegen bestimmt ist. Der kürzere Hebelarm trägt ein Gegengewicht d, welches genau so schwer ist, dass der gesammte Hebel zwischen den Spitzen des Drehpunktes im Gleichgewichte ruht. Auf dem Endpunkte des langen Hebelarmes, bei r, erhebt sich aufwärts eine leichte Zahnstange h, welche durch eine schwache Feder nach vorn geneigt

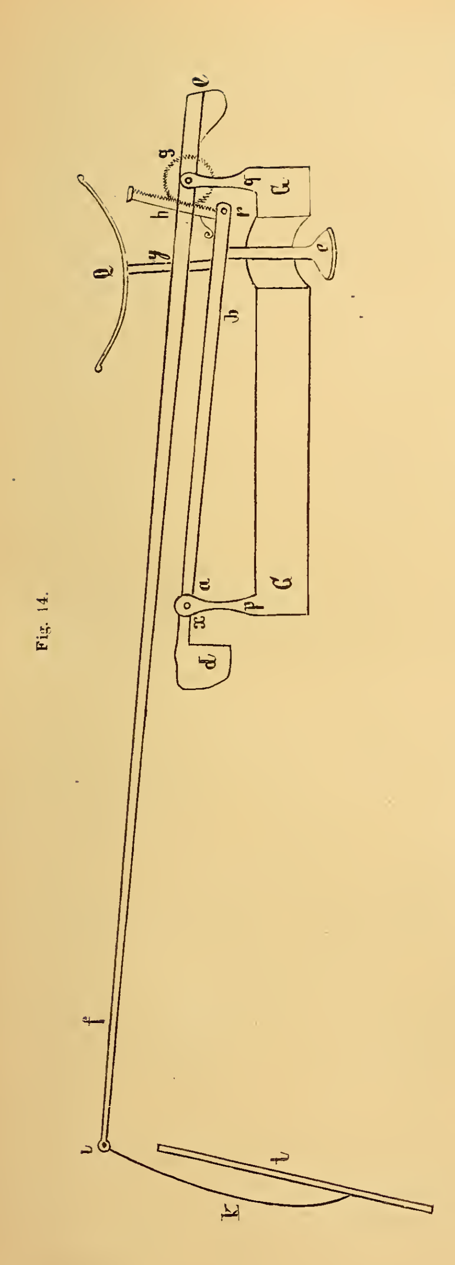


Fig. 14.

gehalten wird, die aber auch gegen x zurückgebogen werden kann. Besagte Zahnstange drückt sich gegen die gezähnte Rolle g an. Letztere ist unbeweglich befestigt auf der Axe des sehr leichten Schreibhebels ef, der gleichfalls zwischen Spitzen laufend, durch ein Paar Stützen q an dem entgegengesetzten Ende der Grundplatte GG angebracht ist. Der Schreibhebel besteht aus dünnem, leichtem Holze oder Schilf und ist durch das Gegengewichtchen e vollkommen im Gleichgewichte. Von der Spitze des Schreibhebels i hängt, im Charniergelenk befestigt, sehr leicht, aber zugleich sehr exakt, nicht schlotternd gearbeitet, die leicht gebogene Nadel k abwärts, welche durch das Gewicht ihrer Schwere gegen das schräg gegen sie anstehende Täfelchen — in der Abbildung von der schmalen Kante aus gesehen — sich anlehnt, und beim Auf- und Niedergehen mit minimalster Reibung die Curve in die zart berusste Fläche des Schreibtäfelchens einradirt.

Der erstgenannte Hebel dr trägt ungefähr gegenüber dem Abgange der Pulspelotte c

einen Fortsatz *y*, der Oben in eine flache Schaale *Q* übergeht. Der Hebel *dr* mit sammt der Schaale *Q* und der Pulspelotte *c*, wird durch das Gegengewicht *d* im Gleichgewichte erhalten. Da also sowohl der untere Hebel *dr* mit seinen Nebentheilen, als auch der Schreibhebel genau äquilibrirt sind, so wird, wenn die Pelotte *c* auf eine pulsirende Körperstelle gelegt wird, zunächst gar kein Druck ausgeübt. Durch Auflegen von Gewichten auf die Schaale *Q* habe ich es nun vollkommen in meiner Hand, den Grad der Belastung zu wählen, bei welchem die Pulsation am deutlichsten und correctesten registrirt wird. Diesen Grad lernt man nach verschiedenen Uebungen und Versuchen bald mit Sicherheit eruiren.

Es wäre geradezu thöricht, wollte ich meinem Instrumente so sehr vor allen übrigen den Vorzug geben, dass ich dieselben als ungenügend dem meinigen gegenüber erklären wollte. Dies kommt mir nicht entfernt in den Sinn, ich habe vielmehr stets dem Marey'schen Apparate als einem sehr zuverlässigen und leicht handzuhabenden Instrumente das Wort geredet und will ihn auch ferner gern jedem Arzte empfehlen. Trotzdem glaube ich aber, dass mein Angiograph einige Vorzüge besitzt und das sind die folgenden.

1) Es muss als ein Vorzug betrachtet werden, dass der Apparat so eingerichtet ist, dass derselbe in jedem beliebigen Grade belastet werden kann. Er ist daher geeignet, sowohl die weichsten Venenbewegungen, als auch die energischen und kraftvollen Stösse aneurysmatischer Erweiterungen zu verzeichnen.

2) Die Einrichtung des Schreibstiftes *k* ist zweckmässiger, weil dieser stets mit dem Täfelchen in Berührung bleibt und doch mit minimalster Reibung schreibt. Beim Marey'schen Apparate ist die Einstellung der Art sehr difficil und sehr viele Versuche misslingen, weil entweder die Schreibspitze zu stark gegen die berusste Fläche drückt und so gering, dass oft Lücken in der Curvenreihe auftreten.

3) Ich halte es endlich für einen Vorzug meines Apparates, dass der Schreibhebel in senkrechtem Auf- und Niedergehen zeichnet, nicht in Bogenführung wie bei Marey's Sphygmograph. Es eignen sich aber Curven mit senkrechter Linienführung viel besser

zu genauen Ausmessungen und Vergleichungen, als jene. Auch ist unser Auge viel eher daran gewöhnt, Abweichungen von geraden Linien zu erkennen, als von Kreisbögen.

Der Angiograph muss stets so applicirt werden, dass das Pelottenstäbchen *c* senkrecht gegen die pulsirende Körperstelle drückt. Der Apparat kann zur Registrirung der Arterien- und Venenpulse und des Herzstosses benutzt werden. Man bringt zu diesem Behufe zunächst die Pelotte in die richtige Lage, wobei man in den allermeisten Fällen die Basalplatte *G G* auf der Umgebung des pulsirenden Theiles direkt aufstützen kann. In anderen Fällen muss man die Basalplatte mittelst Schrauben an einem festen Träger fixiren, so dass der ganze Apparat in einem geringen Abstande über der pulsirenden Region schwebt und allein die Pelotte *c* diese direkt berührt. Bevor die letztere ihre genaue Position erhalten hat und der Apparat genügend belastet worden ist, wird der Schreibhebel zurückgeschlagen und erst nach Erreichung der richtigen Lage mit dem unteren Hebel in zweckmässiger Höhenlage mittelst *g* und *h* in Verbindung gebracht.

Bequemer zu handhaben als mein Instrument ist bestimmt der Marey'sche Apparat, den ich deshalb den praktischen Aerzten nicht zu Gunsten meines Instruments verleiden will. Mir kam es aber weniger auf die Bequemlichkeit der Handhabung, als auf ein den wissenschaftlichen Anforderungen genügendes Instrument an, und das glaube ich, construirt zu haben.

Ich habe mit meinem Angiographen meine Untersuchungen über die Wellenbewegungen in elastischen Schläuchen angestellt und die dort gegebenen Abbildungen sind von ihm verzeichnet.

Die Pulscurven des menschlichen Körpers gibt er sehr ähnlich den Marey'schen Curven an, mit den erwähnten Abweichungen, die lediglich in der Construktion des Instrumentes beruhen.

Ich werde bei der Besprechung der Art. radialis Curven vorlegen, welche bei verschieden grosser Belastung der Arterien verzeichnet sind und auf den Einfluss hinweisen, den die Belastung auf die Gestaltung der Pulscurven ausübt.

Methode des Curvenzeichnens.

§. 24.

Ich habe meine Curven in der Weise dargestellt, dass ich dieselben durch die Metallspitze des Hebels in eine berusste Fläche einkratzen liess. Ich ziehe diese Methode allen anderen vor, weil ich der Ueberzeugung bin, dass sich auf keine andere Weise mit so geringen Reibungswiderständen zeichnen lässt. Und dies ist vor allen Dingen nothwendig, will man alle feinen Bewegungserscheinungen an der Arterienwand bildlich dargestellt erhalten. Meine Beobachtungen haben mich gelehrt, dass das glatte Kreidepapier, welches zu Visitenkarten vielfältig benutzt wird, als Träger der Russschicht allen anderen Papiersorten vorzuziehen sei. Nachdem ich eine Anzahl Streifen von passender Grösse ausgeschnitten habe, berusse ich dieselben über einer Petroleumlampe (ohne Cylinder). Man kann die Berussung nicht schwach genug machen; das Papier darf nur einen mässig grauen Hauch erhalten haben. Mit zunehmender Dicke der Russschichte wächst natürlich der Reibungswiderstand beim Zeichnen, ganz davon abgesehen, dass bei dicken Schichten der Russ vor der Metallspitze bröckelnd abspringt.

Bei der Vornahme der Berussung ist darauf zu achten, dass man den Papierstreifen nicht zu heiss werden lassen darf, damit er nicht uneben wird. Man muss daher mit demselben in dem passenden Abstande von der Flamme schnell über derselben hin und herfahren.

Mit dickflüssigem Gummi arabicum klebe ich das berusste Papier auf das Täfelchen des Marey'schen Instrumentes und suche namentlich zu verhüten, dass die Fläche mit Unebenheiten aufliegt. Bei der nicht geringen Stärke des Kreidepapieres lässt sich dies leicht vermeiden. Bevor man nun durch den Schreibhebel die Curven zeichnen lässt, überzeuge man sich, dass die Metallspitze wirklich nur mit minimalem Drucke im Russ radire. Hierauf ist das allergrösste Gewicht zu legen, wenn man wirklich vollendete Curven mit dem Marey'schen Apparate verzeichnen will, und dies ist auch zugleich der schwierigste Punkt in der Technik des Curvenschreibens. Man erlangt nach längerer Uebung

bald den richtigen Blick für den Werth der Curven in dieser Beziehung. Die Marey'schen Curven sind meist nicht gerade besonders vollendet zu nennen, dagegen verdienen die von Wolff verfertigten hohes Lob. Bevor man das Curventäfelchen in Bewegung setzt, verzeichne man zuerst durch Auf- und Niedergehen des Hebels eine ruhende Linie (Bogenlinie oder Vertikale). Alsdann setzt man die Tafel in Bewegung Ich halte darauf, jede Curve stets mit vollständig aufgezogener Feder des Uhrwerkes zu schreiben. Nur dann kann man sicher sein, dass das Täfelchen sich wirklich mit annähernd gleicher Geschwindigkeit bewegt, was bei ungleicher Federspannung nicht erreicht werden kann. Bei neueren Marey'schen Apparaten ist die Feder so kurz, dass sie schon abläuft, wenn das Täfelchen einmal passirt ist. Ist die Curve geschrieben, so wird das Papier, noch ehe das Gummi arabicum trockengeklebt ist, abgenommen. Zur Fixirung des Gezeichneten bediene ich mich seit längerer Zeit, nachdem ich Vielerlei versucht habe, eine Auflösung von Copalfirniss in Alkohol mit etwas Aetherzusatz, oder Canadabalsam in Benzin. (1 : 3.)

Es ist am Zweckmässigsten, diese Lösungen in grösserer Menge in einem Cylinderglase zu bewahren, durch dessen obere Oeffnung die Curventafel ganz und gar eingesteckt werden kann. Man fasst die Tafel mit einer Pincette und taucht sie in das Cylindergefäss mit Firniss, lässt den Ueberschuss des letzteren darauf ein wenig abtröpfeln und legt sie zum Trocknen auf eine Unterlagung von Makulatur. So verfertigte Curven entsprechen allen Anforderungen.

Construction der sphygmographischen Curven; Ausmessung derselben.

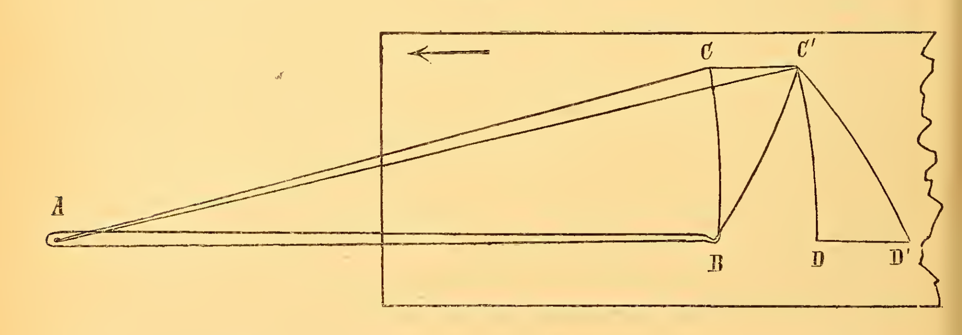
§. 25.

Der Schreibhebel des Marey'schen (sowie auch des Naumann'schen) Instrumentes schreibt bekanntlich unter Bogenführung, da die Zeichenspitze beim Auf- und Niedergehen einen Theil eines Kreises beschreibt. Es ist dies unzweifelhaft ein Mangel des Instrumentes, weil hierdurch die eigentliche Gestalt der Puls-

curven verzerrt wird. Es ist daher nothwendig, dass wir uns zunächst klar machen, nach welchem Gesetze das Aufzeichnen vor sich geht.

Ist das Täfelchen zunächst in Ruhe, und wird nun der Hebel erhoben, so wird natürlich auf dem berussten Papier ein Theil eines Kreises beschrieben, dessen Radius gleich ist der Länge des Zeichenhebels von der Einlenkungsstelle bis zur Schreibspitze, — in meinem Instrumente $r = 151$ MM. Diese Bogenlinie ist zur Orientirung der folgenden Curventheile von grosser Bedeutung und man sollte am Anfang einer jeden Curvenreihe stets zuerst eine solche verzeichnen lassen. Ich nenne diese Linie die ruhende Bogenlinie, oder schlechtweg die Bogenlinie *BC*.

Fig. 15.



Nun bewegt sich aber beim Aufnehmen der Curven das Täfelchen des Sphygmographen mit gleichmässiger Geschwindigkeit in horizontaler Richtung weiter, und zwar an meinem Apparate mit einer solchen von 9 MM. in 1 Sekunde. Hierdurch ist es bedingt, dass die vom Schreibhebel beim Auf- und Niedergehen verzeichneten Linien keine Kreisabschnitte mehr sein können. Da die Geschwindigkeit der Bewegung des Täfelchens wenigstens annähernd gleich gross ist, so werden die verzeichneten Linien um so mehr von der Kreislinie abweichen, je langsamer der Hebel seine Bewegungen macht. Nur in dem Falle, dass die Geschwindigkeit der Hebelbewegung unendlich gross wäre im Vergleich zur Bewegung des Täfelchens, würden die gezeichneten Linien Kreisabschnitte bleiben.

Die vorstehende Figur 15. macht uns den Gang der Zeichenspitze während des Curvenzeichnens klar. Wäre das Täfelchen in Ruhe, so würde offenbar beim Aufwärtsgehen des Hebels der Endpunkt des Radius AB, nämlich B, den Kreisbogenabschnitt BC zeichnen und die Hebelspitze würde sich am Ende der Hubzeit in C befinden. Nun hat sich aber während dieser Hubzeit das Täfelchen um die Strecke CC' weiter bewegt, wir werden daher nach der Hubzeit die Spitze des Zeichenhebels in C' antreffen. Die Verbindungslinie BC' ist kein Kreisbogen, sondern der Theil einer Spirale, welche aus der Kreislinie in der Weise hervorgegangen gedacht werden kann, dass der Radius der letzteren AB während der Aufwärtsbewegung des Endpunktes B sich allmählich verlängert, in bestimmtem Verhältniss zur Fortbewegungsgeschwindigkeit des Täfelchens und zur Hubgeschwindigkeit des Hebels. Bewegte sich sowohl das Curventäfelchen, als auch der Schreibhebel völlig gleichmässig, so entstände eine regelmässige Spirallinie. Da die Bewegung des Hebels aber stets eine in allen ihren Theilen variable ist, so ist auch die Spirale eine unregelmässige. Beim Niedergehen des Schreibhebels von C' sind ganz ähnliche Momente wirksam Wäre das Täfelchen in Ruhe, so fänden wir nach vollendeter Fallzeit die Spitze in D und $C'D$ wäre ein Kreisbogen; da sich aber das Täfelchen während der Fallzeit von D nach D' weiter bewegt hat, so beschreibt die Zeichenspitze den Abschnitt der Spirale $C'D'$.

Da nun alle Theile der Pulscurven durch Auf- und Niedergehen des Zeichenhebels gebildet werden, so ist es einleuchtend, dass die gesammte Pulscurve aus Spiralabschnitten zusammengesetzt ist. Die Spirale resultirt aus zwei Bewegungen: aus der annähernd constanten horizontalen Bewegung der Tafel, und aus der in ihrer Geschwindigkeit variablen Kreisbewegung der Zeichenspitze.

Ist die erste dieser Bewegungen $= 0$, oder unendlich klein im Verhältniss zur anderen, so entsteht die Bogenlinie, ist letztere $= 0$, so schreibt der Zeichenhebel eine horizontale gerade Linie.

Die Ausmessung dieser so verzeichneten Curven geschieht nun mittelst Bogenordinaten in folgender Weise.

Man ziehe an dem vorliegenden Curventäfelchen zuerst eine horizontale Linie, welche parallel ist mit dem unteren Rande des Curventäfelchens. Dies ist die Grundlinie der Curvenreihe, sie stellt in Bezug auf letztere die Abscissenlinie dar; je 9 MM. dieser Linie entsprechen einer Zeit von 1 Sekunde.

Nun nehme man ein genau rectanguläres Stück weissen dünnen Briefpapieres, lege dasselbe mit der einen Seite der unteren Seite des metallenen Curventäfelchens an, ziehe darauf mit der Spitze des Zeichenhebels einen Kreisbogen über das Papier und schneide letzteres endlich in der Richtung dieser Kreislinie auseinander. Diese beiden Papierstücke bilden die Ordinatenlineale, ihre Bogenabschnitte geben die Ordinaten ab, welche zur Ausmessung dienen.

Schreitet man nun zur Ausmessung der Curve, z B. der Gesammtdauer derselben, vom Beginn der Erhebung bis zum Ende des Niederfallens des Hebels, so legt man die Curventafel auf den Objecttisch eines Mikroscopes, legt dann die Grundlinien der Ordinatenlineale genau an die gezogene Grundlinie der Curvenreihe und schiebt dieselben so, dass die Bogenseite des einen hart an den Anfang, die Bogenseite des andern hart an das Ende der auszumessenden Curve stösst. Beide Bögen müssen in ihrer ganzen Ausdehnung concentrisch liegen. Hat man so die Ordinatenlineale richtig angelegt und sich mittelst einer starken Lupe nochmals von der Correctheit ihrer Position überzeugt, so misst man endlich mittelst eines Okularmikrometers den Abstand beider Bögen. Ich finde es zweckmässig, über die angelegten Ordinatenlineale eine Glasplatte zu legen, wodurch das Ausmessen erleichtert wird, weil die Bogenränder dichter auf die Curventafel durch das Gewicht des Glases angedrückt werden.

Ganz in derselben Weise, wie man die Dauer einer ganzen Curve messen kann, so gelingt es natürlich auch, einzelne Abschnitte derselben, z. B. den aufsteigenden Schenkel, den Gipfel, den absteigenden Schenkel u. s. w. zwischen die Kreisbogenordinaten zu legen und zu messen.

Die Ausmessung der Curven kann immerhin nur ein annähernd richtiges Resultat liefern. Das hat verschiedene Gründe. Einmal nämlich bewegt sich das Täfelchen nicht stets mit abso-

luter Gleichmässigkeit. Die etwaige Ungleichmässigkeit ist an meinem Instrumente allerdings innerhalb des Spatiums Einer Curve geradezu verschwindend klein. Ein zweiter Grund liegt darin, dass das Instrument immer nur bis zu einem gewissen Grade von Genauigkeit die wirklichen Bewegungen der Arterienwand verzeichnet, da die Schreibspitze des Hebels wohl niemals mit absolut sich gleichbleibendem Reibungswiderstande die Curve einradirt. Endlich muss ich hervorheben, dass namentlich bei kleineren Curven oft die scharfe Bestimmung der Grenzen, bis wohin man messen will, sehr schwierig ist. Dies gilt namentlich von den Spitzen der einzelnen Elevationen, die nicht selten so breite Kuppen besitzen, dass es schwer ist zu erkennen, wo der höchste Punkt der betreffenden Elevation liegt. Will man daher Messungen vornehmen, so wird man stets am sichersten gehen, wenn man viele anstellt und aus einer grossen Menge die Mittelwerthe zieht.

Die Construction der Curven derjenigen Sphygmographen, deren Schreibhebel senkrecht auf- und niedergeht, wie z. B. des Vierordt'schen und meines eigenen, ist einfacher. Die Curven selbst sind für die blosse Okular-Inspection leichter verständlich, weil unser Auge besser die Abweichungen von einer Senkrechten, als von einer Kreislinie taxiren kann, sie sind aber auch unter dem Mikroscope leichter ausmessbar. Da in der Ruhe des Täfelchens der Schreibhebel bei diesen Instrumenten senkrecht auf- und niedergeht, so bildet die Senkrechte die Vergleichungs- und Orientirungslinie. Wir stellen daher diese an den Anfang jeder Curvenreihe und nennen sie die ruhende Vertikale oder schlechtweg die Vertikale. Die Construction der Curve lässt sich leicht ableiten aus dem vorhin Gesagten. Bewegte sich der Schreibhebel, ähnlich wie das Täfelchen, mit ganz gleicher Geschwindigkeit auf und nieder, so würden die Curvenschenkel gerade schräg verlaufende Linien sein, Hypotenusen von rechtwinkeligen Dreiecken, deren eine Kathete durch die Hubhöhe, die andere durch den zurückgelegten Weg des Curventäfelchens gebildet würde. Da aber die Hubbewegung vielfach in ihrer Geschwindigkeit wechselt, so muss die Hypotenuse aus eben so vielen, bald steileren, bald schrägeren Abschnitten sich zusammensetzen, je nach der grösseren oder geringeren Geschwindigkeit der Hebel-

bewegung. Ist letztere = 0, so zeigt die Curve eine Horizontale, ist sie ferner annähernd unendlich gross, im Vergleich mit der Bewegung des Curventäfelchens, so wird eine annähernd senkrechte Linie verzeichnet werden.

Das Ausmessen dieser Curven unter dem Mikroscope mittelst des Okularmikrometers geschieht ganz ähnlich, wie bei den Marey'schen Curven. Nur werden hier selbstverständlich senkrechte Ordinaten genommen, zwei rechtwinkelige Papierstücke werden als Ordinatenlineale verwendet; der Vorgang ist im Ganzen leichter und dürfte geeigneter sein, zuverlässige Resultate zu erzielen.

Auf einen Punkt will ich schliesslich noch aufmerksam machen. Will man Curven verschiedener Täfelchen durch Ausmessen vergleichen, so mache man es sich zur Regel, stets solche zu vergleichen, welche an entsprechender Stelle des Täfelchens (vorn, in der Mitte oder hinten) stehen. Man hat dann grössere Garantie, dass die zu vergleichenden Curven wirklich bei gleich grosser Geschwindigkeit der Bewegung des Uhrwerkes gezeichnet worden sind.

Bezeichnung der Pulscurven.

§. 26.

Da die Pulscurven Bilder der Expansion und der nachfolgenden Contraction der Arterien sind, somit durch Auf- und Niedergehen des Schreibhebels verzeichnet werden, so unterscheidet man gewöhnlich den aufsteigenden Curvenschenkel und den absteigenden Schenkel und nennt den zwischen beiden liegenden Höhenpunkt den Curvengipfel.

In ihrer einfachsten Gestalt wird die Pulscurve bezeichnet als „einfache", wenn sowohl der aufsteigende Schenkel, als auch der absteigende Schenkel derselben, eine ununterbrochene Linie darstellt.

Als „anakrot" bezeichne ich*) die Curve, wenn der auf-

*) Anakrotie und Katakrotie der Pulscurven. Centralblatt f. d. mediz. Wiss. 1865. No. 30. Ich freue mich, dass diese von mir vorgeschlagene

steigende Theil derselben durch absatzartige kleinere Elevationen unterbrochen ist.

„Katakrot" endlich soll die Curve heissen, wenn der absteigende Theil derartige secundäre Elevationen darbietet.

Je nach der Zahl der Erhebungen im aufsteigenden, respective im absteigenden Theile der Pulscurve, wird dieselbe als anadikrot, anatrikrot..., beziehungsweise als katadikrot, katatrikrot u. s. w. bezeichnet.

Ich werde nachzuweisen haben, dass bei den Pulscurven, von der lebendigen Schlagader entnommen, die anakroten Erhebungen (mit einer einzigen Ausnahme) lediglich herrühren von den Oscillationen der systolisch gedehnten elastischen Arterienwand Die katakroten Erhebungen hingegen können sowohl von den Elasticitätsschwingungen, als auch von dem Rückstoss einer positiven Welle von den Semilunarklappen der Aorta herrühren. Erstere sind kleiner, leichter sich verwischend, letztere sind grösser, mitunter sogar durch das Tastgefühl und das Auge erkennbar. Man hat daher an den katakroten Erhebungen der Pulscurven die „Elasticitätsschwankungen" von den „Rückstosselevationen" zu unterscheiden.*)

Bei der Bezeichnung der Pulscurven kommt weiterhin noch in Betracht die Grundlinie; sie ist eine Linie, welche parallel der unteren Seite des metallenen Curventäfelchens verläuft. Sind die Curven einer Reihe theils näher, theils entfernter der Grundlinie verzeichnet, so entspricht das einer veränderten Spannung in dem betreffenden Arterienrohre.

Endlich ist noch der „ruhenden Bogenlinie" oder der „ruhenden Vertikalen" zu gedenken. Die erstere zeichnet der Sphygmograph, der unter Bogenführung registrirt, die letztere der, dessen Zeichenhebel senkrecht auf- und niedergeht. Man er-

---

Nomenklatur nicht allein in physiologischen Schriften, sondern auch in praktisch medizinischen Werken Eingang gefunden hat. Vgl. Friedreich, Herzkrankheiten Virchow's Path. u Therapie. 2. Auflage. Erlangen 1867. pag 50. ffg.

*) L. Landois: Zwei verschiedene Ursachen der katakroten Erhebungen an den Pulscurven. Centr.-Bl. f. d. mediz Wiss. 1869. No. 48.

hält diese Linie, wenn man bei ruhiger Tafel den Zeichenhebel einmal hebt oder senkt.

Diese Linie ist insofern wichtig, als man ihr gegenüber die Abweichungen des aufsteigenden und absteigenden Curvenschenkels bemessen kann.

Ich will an dieser Stelle noch auf einen Punkt aufmerkam machen, der bis dahin übersehen wurde: er betrifft die Gestalt des aufsteigenden Schenkels der Curve. Dieselbe ist weder eine senkrechte noch schräge Linie, sondern sie zeigt stets eine langgestreckt S-förmige Gestalt. Bei den Curven, die von elastischen Schläuchen entnommen sind, kann sie sogar übereinander eine doppelt S-förmige Biegung zeigen. Diese Biegung rührt her von der ersten Elasticitätsschwankung im systolischen Theile der Pulsbewegnng, wovon Unten des Genaueren die Rede sein soll.

Die Betastung des Pulses.

§. 27.

Die Betastung des Pulses kann zwar am Krankenbette, wenn sie mit Sorgfalt ausgeführt wird, wichtige Aufschlüsse über die Qualität der Pulsbewegungen liefern, die für die Prognose und die Behandlungsweise von weittragendem Einfluss sein können, doch lassen sich durch sie allein keine Wahrnehmungen machen, welche allen den wirklich an dem Arterienrohre vorhandenen Bewegungserscheinungen entsprechen.

Gehen wir zunächst auf den normalen Puls ein: unermittelt bleibt durch die Betastung allein zunächst die Pulsceleritat, das heisst, das Verhältniss der Zeitdauer der Expansion des Arterienrohres zu der Contraction desselben. Dies hat schon ein alter Arzt, Joseph Struth*), zugegeben, der sich mit vielem Eifer dem Studium der Pulse im 16. Jahrhunderte zuwandte. Rhythmi non noscentur, — sagt er — nisi integra tempora distensionis et contractionis noscantur. — Quod vero ignota sint integra tempora motus utriusque, inde constat, quoniam et motus distentionis et

---

*) Sphygmica ars. Basil. 1555. pag. 120.

contractionis integer, nobis cognitus esse non potest. Gewiss alle Physiologen werden diesen Satz gegenwärtig unterschreiben.

Es lässt sich weiterhin in manchen Fällen durch den Tastsinn Nichts, in manchen nur Ungenügendes ermitteln über die Rückstosselevationen im Stadium der Arteriencontraction, so lange sie nicht bis zum völlig ausgebildeten P. dicrotus sich gestaltet haben. In sehr seltenen Fällen erlangen wir ferner tastend einen Aufschluss über die Elasticitäts - Elevationen während der Contraction, niemals aber über die Schwankungen der Arterienwand während der systolischen Pulsphase.

Ungenau ermittelt bleibt ferner das Grössenverhältniss der einzelnen Pulse unter einander, gänzlich unermittelt hingegen der Einfluss der Respirationsbewegungen auf die einzelne Pulsbewegung. Noch viele andere Eigenschaften des normalen Pulses könnte ich anführen, und an ihnen zeigen, wie wenig zureichend die blosse Betastung für die Erkenntniss der Pulsbewegung in der That ist. Und nun erst das Heer der pathologischen Pulse mit ihren vielfältigen Uebergängen und Modifikationen. Schon dieser erste Blick auf dieses uns vorliegende Gebiet sollte gebieterisch von jedem wohlgeschulten Pathologen, wie vom Physiologen die instrumentale Erforschung des Pulses erfordern, vom ersteren namentlich in allen fieberhaften Krankheiten, Krankheiten des Herzens und der Gefässe, Krankheiten wichtiger Sekretionsapparate (Nieren, Leber, Haut) bei Neurosen der verschiedensten Art und bei allen Vergiftungen Wollen wir hoffen und eifrig dahin streben, dass die Zeit hierfür nicht zu fern liege.

Seitdem durch die Untersuchungen festgestellt worden ist, dass die katakroten, durch den Sphygmographen verzeichneten Erhebungen an den Pulscurven auch unter ganz normalen Verhältnissen zur Beobachtung kommen, ist auch in der Lehre von der Betastung des Pulses ein entsprechender Fortschritt gemacht worden. Wir sind in dieser Beziehung vornehmlich O. J. B Wolff*) zum Danke verpflichtet, dessen Angaben ich nach vielen Richtungen hin bestätigen kann. Man findet nämlich, dass die Katakrotie des Pulses, d. h. eine Nachbewegung im Stadium der

*) Charakteristik des Arterienpulses. Leipzig 1865. pag. 141—144.

Arteriencontraction, in vielen Fällen noch unzweifelhaft zu fühlen ist, in denen man dieselbe früher aus Unkenntniss der Verhältnisse übersehen hat. Es verdient hier vor allen anderen Schlagadern die Arteria brachialis in der Ellenbeuge untersucht zu werden. Man lasse den zu untersuchenden Arm leicht im Ellenbogen- und Handgelenk gebeugt, halb supinirt, halb pronirt auf sicherer Unterlage unbeweglich ruhen.

Die 3 mittleren Finger der Rechten lege man hammerartig, flectirt auf das Gefäss, weder zu stark, noch zu schwach dasselbe belastend, den pulsatorischen Bewegungen des Gefässes leicht nachgebend. Vielfältige Uebung verleiht auch hier erst die rechte Sicherheit.

Bei Individuen jenseits des 50. Lebensjahres mit weiten, jedoch nicht atheromatös entarteten Schlagadern und nicht übermässigem Blut- und Fettreichthum gelingt es in der That in sehr vielen Fällen an der Art. cubitalis einen deutlichen Doppelschlag zu fühlen. Der zweite Schlag ist nicht von derselben Grösse, als der primäre Stoss und er erfolgt eher, als die Contraction vollendet ist. In seltenen Fällen konnte ich sogar noch einen dritten, jedoch ungleich weniger deutlichen Stoss herausfühlen. Letzteres gelang mir indessen nur bei mageren Individuen, bei denen die Art. cubitalis besonders leicht mit den tastenden Fingern zu erreichen war. Ich will erwähnen, dass schon Galenus beim Doppelschläger mitunter einen dritten schwachen Schlag gefühlt zu haben angibt. Der zuerst gefühlte Doppelschlag entspricht, wie ich mich durch eine nach der Betastung sorgfältig aufgenommene Curvenreihe überzeugte, der Rückstosselevation, der dritte schwächer gefühlte Stoss entsprach einer Elasticitätselevation. Ich liess bei der Aufnahme solcher Curven die Feder, so gut ich es abschätzen konnte, mit ungefähr gleicher Kraft auf das Gefäss drücken, wie ich mit den Fingern beim Tasten gedrückt hatte.

Wer sich an der Art. cubitalis eines passenden älteren Individuums auf das Tasten der katakroten Erhebungen einmal eingeübt hat, der wird nun auch nicht selten dasselbe Phänomen, wenngleich in ungleich schwächerem Grade bei Leuten mittleren Alters wiederfinden. Bei fettreichen und vollblütigen Leuten mit

straffer Fascie und engen Arterien habe ich die Erhebungen nicht fühlen können, niemals auch bei Kindern.

Ich mache hier endlich noch besonders darauf aufmerksam, dass man bei manchen Personen in der Art. carotis, — selten fand ich es, und zwar bei mageren Personen, auch an der Art. subclavia, — einen deutlichen zweiten Stoss, welcher, wie ich glaube, von dem klappenden Schluss der Semilunarklappen der Aorta herrührt, fühlen kann. Es pflanzt sich dieser für den tastenden Finger bemerkliche Bewegungsimpuls jedoch nicht weiter, als bis in diese grossen Schlagadern fort. Dass dieser geringere zweite diastolische Stoss wirklich herrührt von dem Verschluss der Semilunarklappen, erkenne ich auf das Unzweideutigste daran, dass er fast momentan sich dem zweiten Herztone anschliesst. Um disem Stosse nachzuspüren, auskultire man die Herzspitze, während man mit den 3 mittleren Fingern der Rechten die Art. carotis betastet. Soviel mir bekannt geworden ist, hat noch kein anderer Forscher auf diesen Nachschlag aufmerksam gemacht.

Um vollständig zu sein, wollen wir noch nachtragen, dass es in früheren Zeiten nicht an Stimmen gefehlt hat, welche die durch das Tastgefühl wahrnehmbare Pulsation der Schlagadern für ein Artefact erklärt haben. So glaubte Arthaud, der Puls beruhe auf dem Andrange des Blutes gegen das durch den Druck des Fingers angebrachte Hinderniss, einer Ansicht, welcher sich Burdach*) und Parry, letzterer nach seinen Beobachtungen an blossgelegten Schlagadern, anzuschliessen beliebt haben. Doch hat schon Jäger diese Irrthümer erfolgreich bestritten.

Ich will bei dieser Gelegenheit noch eine Beobachtung anknüpfen über das Pulsiren der ihrer Gefässscheiden entblössten Schlagadern. Es ist schon eine den alten Physiologen und Chirurgen nicht unbekannt gebliebene Erscheinung, dass blossgelegte Schlagadern der Thiere und des Menschen geringere Pulsationen ausführen, als nicht entblösste. Ja der Puls kann ver-

*) Physiologie IV. 226

schwindend klein werden. Non rarum est, — sagt der erfahrene Albrecht v. Haller, — in vivo animale inciso pulsum nullum adparere, neque videri arterias dilatari.

Ich weiss es aus Erfahrung, dass selbst Gefässe, wie die Carotis und Brachialis, die man vor ihrer Bloslegung noch stark klopfen fühlte, nach Wegnahme der Gefässscheide auffallend gering pulsirten. Das kann den ungeübten Operateur, der die Lage der Schlagader an ihrer Pulsation bestimmen möchte, in unangenehmer Weise täuschen. Ich kann zu dieser Beobachtung noch hinzufügen, dass kleinere Schlagadern, deren Wandungen schon reichlichere Muskelelemente enthalten, die Erscheinung in einem noch viel höherem Maase zeigen, so dass es hier schwer hält, überhaupt noch den Puls zu fühlen. Ich weiss nicht, ob schon vordem eine Erklärung dieser Erscheinung versucht ist. Sie beruht auf einem Krampf der contractilen Faserzellen der Gefässwand, der sich späterhin eine Parese anschliessen kann. Die Ergiebigkeit der Pulsbewegungen hängt in so wesentlichem Grade mit davon ab, dass die Faserzellen nach jeder Systole die Röhre energisch verengern. Diese Bewegung ist eine peristaltische und erfasst in rascher Folge centrifugal verlaufend alle Muskelfasern der sämmtlichen Arterien. Sind die Fasern krampfhaft contrahirt, so wird die Pulsbewegung dadurch verkleinert, dass das Rohr sich nicht normalmässig systolisch erweitern kann. Sind die Fasern paralysirt, so wird die Bewegung dadurch minder ergiebig, dass das Rohr nach vollendeter Systole sich nicht auf einen geringeren Durchmesser zusammenziehen kann. Bei der Blosslegung werden die Gefässnerven gereizt oder zerschnitten.

Die Inspection des Pulses.

§. 28.

An solchen Körperstellen, an denen grössere Schlagadern von relativ wenigen Weichtheilen überdeckt verlaufen, gelingt es oft mehr oder weniger deutlich die Bewegungen derselben zu beobachten: so z. B. an der Art. carotis bei hintenüber gebeugtem Kopfe, an der Art. temporalis superficialis, an der Art. radialis

und an der Art. pediaea. Auch hier zeigen sich die Erscheinungen am deutlichsten an grossen mageren Individuen über 50 Jahren mit grossen nicht zu stark gefüllten Schlagadern, jedoch ohne atheromatöse Entartung. Am besten eignen sich jedoch zur Inspection die Arteriae radialis und temporalis superficialis.

Man kann sich nun in vielen Fällen davon überzeugen, dass die Zeit der Dilatation des Gefässrohres kürzere Zeit in Anspruch nimmt, als die Contraction desselben.

Ich habe zuerst die Beobachtung gemacht,*) dass man an der Art. radialis, — und ebenso verhält es sich mit der Art. temporalis superficialis, mitunter auch mit der Art. carotis im Trigonum cervicale superius, — in der Periode der Contraction der Gefässwand das Phänomen der einfachen Katakrotie in vielen Fällen bei sonst ganz und gar normalen Pulsbewegungen durch die Haut ohne alle Vorrichtung durch die einfache Inspection constatiren könne.

Bei vielen Personen kann man nämlich die Art. radialis am Handgelenke als kleinen pulsirenden Hügel äusserlich erkennen Hält man nun, am besten bei recht intensiver Beleuchtung, etwa bei direct auffallendem Sonnenlichte, die Hand in der Weise, dass von dem Hügel ein Schatten auf die nächstliegenden Hautpartien geworfen wird, so kann man in den meisten Fällen an dem Schatten entweder mit blossem Auge oder mit der Loupe einen zweiten Schlag nach der ersten Bewegung auf das unzweifelhafteste nachfolgen sehen. Der erkennbare Nachschlag entspricht der Rückstosselevation. Ich habe seit meiner ersten Publikation das Phänomen bei einer sehr grossen Anzahl von Individuen wiedergefunden und es oft Anderen demonstriren können. Wenn sich die katakrote Erhebung auch, wie gesagt, am deutlichsten bei älteren mageren Individuen erkennen lässt, so finde ich dieselbe gleichwohl auch bei jungen und nicht gerade mageren. Wenn man bei anscheinend recht passenden Personen das Phänomen mitunter vergebens sucht, so liegt dies zumeist daran, dass die Arterie, sei es in ihrer Lage, sei es in ihrer Theilung, Abweichungen darbietet.

*) L. Landois: Anakrotie und Katakrotie der Pulscurven. Central-Bl. f. d. mediz. Wiss. 1865. No. 30.

Nichts ist geeigneter, das Phänomen der Katakrotie am normalen Pulse ausser jedem Zweifel zu setzen, als die directe Inspection und von diesem Gesichtspunkte aus verdient dieselbe allerdings bei der Besprechung der Methoden der Pulsuntersuchungen besonders gewürdigt zu werden. Im Uebrigen sind von ihr keine weiteren Aufklärungen über die Natur der Pulsbewegungen zu erwarten.

Den Pulsbewegungen blossgelegter Schlagadern haben schon früher verschiedene Forscher ihr Augenmerk zugewandt. Betrachtet man irgend einen Punkt einer längeren freigelegten Strecke einer Schlagader, so erkennt man unschwer, dass dieser Punkt entsprechend der systolischen Bewegung des Herzens sich vom Herzen weg peripherisch ein wenig fortschiebt, bei der Diastole hingegen sich wieder rückwärts richtet gegen das Herz hin.

Diese Ortsbewegung des beobachteten Punktes schätzt Parry an der Carotis des Pferdes auf ungefähr 1 Linie, Bell sogar auf 3 Linien. Nach meinen eigenen Beobachtungen an Hunden ist diese Bewegung bis zu einem gewissen Punkte um so ergiebiger, je völliger und weiter man die Carotis isolirt hat. Ist die Arterie indessen durch das umgebende Bindegewebe noch an der Grundlage fixirt, so dass keine freie Bewegung ermöglicht ist, so kann die Verlängerung derselben bei der Systole nicht anders zum Ausdruck gelangen und sichtbar werden, als durch eine Schlängelung oder seitliche Krümmung. Jos. Weitbrecht, Schreiber, Chladni und Lamure haben auf diese Krümmung zuerst die Aufmerksamkeit gerichtet.

Ausser dieser Ortsbewegung erkennt man aber auch an der blossgelegten Arterie deutlich eine systolische Erweiterung, Verdickung. Diese Bewegung, welche man namentlich an den Schlagadern des Mesenteriums so schön erkennen kann, ist merkwürdiger Weise früher von bedeutenden Stimmführern unserer Wissenschaft, wie von Lamure, Staehel, Alb. v. Haller, Döllinger, Parry, Rudolphi und Jäger bestritten worden. Dahingegen beobachtete schon Spallanzani,*) dass die Aorta

*) cf. Burdach, Physiologie. IV. 227.

eines Salamanders, welche er behufs genauerer Betrachtung ihrer Ausdehnung mit einem Ringe umgürtet hatte, bei der Systole in der Nähe des Herzens um $\frac{1}{3}$, weiter abwärts aber nur um $\frac{1}{20}$ ihres Durchmessers sich erweiterte.

Dieselbe Erscheinung nahm dieser Forscher wahr an der Pulmonalis, an den grösseren Aesten der Aorta, an der Mesenterica, nicht hingegen an den kleineren Schlagadern. Indessen nahm er im Ganzen bei jeder Ortsbewegung einer Arterie auch eine Erweiterung und Zusammenziehung derselben an.

Stephan Hales nahm an, dass von der durch das Herz in die Schlagadern eingetriebenen Blutmenge $\frac{2}{3}$ zur Dilatirung derselben verwendet würden Nach Borelli verhalten sich die Maasse der erweiterten Schlagader zur contrahirten wie 63 : 60, doch legt Alb. v. Haller auf sein Calcul wenig Gewicht. Boissier taxirte die systolische Dilatation der Aorta auf $\frac{1}{4}$ einer Linie, Weitbrecht sogar auf eine ganze Linie. Sed ego quidem haec omnia nondum liquere video, setzt zweifelnd Alb. v. Haller*) hinzu.

Magendie bestätigte die systolische Erweiterung für die Aorta und für die blossgelegte Carotis beim Pferde, jedoch nicht für kleinere Zweige. Hastings legte um die Aorta einer Katze ein dicht umschliessendes Band und erkannte fast beständig, dass während der Diastole eine Lücke zwischen der Oberfläche des Gefässes und dem Bande sich bildete, welche bei der folgenden Systole wieder verschwand.

Wir haben schon Oben erwähnt, dass Poiseuille auf den Gedanken kam, diesen Ring durch ein röhrenartiges Kästchen von etwas grösserer Weite zu ersetzen, den Zwischenraum zwischen Schlagader und Kastenwand mit Wasser zu füllen, welches in ein communicirendes Manometerröhrchen hinein ausweichen konnte. Aehnliche Resultate wie Poiseuille erhielten Oesterreicher, Segalas und Wedemeyer; letzterer bestimmte die systolische Erweiterung der Radialis auf $\frac{1}{5}$ Linie.

Auch die Beobachtungen von Schultz an den Schlagadern der Hühnerembryonen lehrten, dass bei der Systole neben der

---

*) Elementa physiologiae. Tom. II. pag. 239.

Verlängerung auch eine Erweiterung der Schlagadern statthabe, was ich unbedingt bestätigen kann.

Im Anschlusse an das Vorgetragene will ich hier noch einige Punkte erwähnen, welche mit der Inspection des Pulses wenigstens in entfernterer Beziehung stehen.

1. Dikrotie am hervorsprudelnden Arterienblute. — Wenn in Wahrheit der sogenannte Doppelschlag des Pulses eine normale Erscheinung ist, hervorgerufen durch eine besondere Welle im Arterienblute, so muss sich auch, da mit jeder Bergwelle die intraarterielle Spannung ansteigt, am hervorsprudelnden Arterienblute die primäre Pulswelle und ihr Nachschlag zu erkennen geben. Und das ist, wie ich gefunden habe, wirklich der Fall. Das systolische Hervorspritzen des Blutes aus einer verletzten Arterie ist seit Alters bekannt, die Verstärkung des Strahles, entsprechend der Rückstosswelle, war bisher unbekannt. Um letztere zu zeigen, verfuhr ich in folgender Weise. Ich lege die Art. femoralis eines grossen Hundes unterhalb der Inguinalbeuge bloss, und steche dieselbe mittelst einer dicken Nadel auf der vorderen Fläche derart an, dass das Blut hervorquillt.

Man überzeugt sich alsdann auf das Unzweideutigste, dass das Hervorquillen des Blutes allemal bei jeder Systole anwächst und ausserdem nach derselben genau zu der Zeit, welche dem Eintritte der Rückstosswelle entspricht. Letzteres Anwachsen des Blutquells ist jedoch beträchtlich kleiner, als das erste systolische. Der tastende Finger fühlt nur den primären Pulsschlag ganz allein. —

2. Uebertragung des Pulsschlages und des dikrotischen Nachschlages auf die Luft der geöffneten Mundhöhle. — Lässt man durch eine leichte Senkung des Unterkiefers bei geöffneten Lippen in die Mundhöhle die Luft eintreten, so kann man bei einfacher Vorrichtung an der Mundhöhlen-Luft den Pulsschlag und den Nachschlag desselben leicht erkennen. Es genügt schon, zwischen den etwa $\frac{1}{2}$ Zoll geöffneten Lippen von zähem Speichel eine Blase zu bilden, nuf welche man zweckmässig helles, an der Blase sich reflectirendes, Licht fallen lässt, und

diese Blase bei aller Ruhe in einem Spiegel zu beobachten. Durch den weichen Gaumen sperrt man die Mundhöhle von der Nasenhöhle ab. Besser noch nimmt man zwischen die Lippen ein kurzes Stück einer Glasröhre von 1½ Zoll Länge und 1½ Zoll Durchmesser, an deren Ende man durch Seifenwasser eine Blase gemacht hat. Der Pulsschlag und seine Rückstosswelle übertragen sich auf die Mundhöhlenluft hauptsächlich durch die Hebung, die der Unterkiefer durch den Schlag der Arteriae maxillares externae erfährt, wodurch eine Verkleinerung der geöffneten Höhle statthaben muss. Unterstützend wirken in gleichem Sinne, jedoch schwächer die Schwellung der Zunge durch die Raninae, kaum wohl noch die der Wangen durch die Wangenschlagadern.

Lässt man bei geschlossenen Nasenöffnungen die Luft der Mundhöhle communiciren mit der der Athmungsorgane (bei freihängendem Velum), so erkennt man oft bei jeder Systole des Herzens statt der Vorwölbung der Blase ein Rückweichen derselben. Dies rührt davon her, weil bei jeder Systole das Herz sich verkleinert und demgemäss in den Lungen, die des verkleinerten Herzens Raum sofort durch Dehnung ausfüllen, ein Zurückweichen der Athmungsluft stattfindet. Wir haben also in der Mundhöhle bei jeder Systole eine entgegengesetzte Bewegung der Luft, als in der Luft der Luftröhre und der Bronchien. Beide gleichen sich einigermaassen aus, wenn Mundhöhle und Athmungsweg communiciren. In der Regel aber prävalirt die centripetale Luftströmung, die die Verkleinerung des Herzens bedingt. Letztere wird noch deutlicher, wenn man die centrifugale Luftbewegung der Mundhöhle ausschliesst, indem man ein weites Glasrohr bis tief in die Rachenhöhle einschiebt und dasselbe fest mit den Zähnen und Lippen umfasst, wobei die Nasenöffnungen geschlossen werden.

3. Doppelschlägige Bewegung des über das Knie des anderen Schenkels geschlagenen Unterschenkels. — Besagte Bewegung, die Jeder sofort zur Beobachtung bringen kann, ist von den Gegnern des normalen Doppeschlages nicht als Beweis für diesen zugelassen worden. Allein mit Unrecht. Das einfache Experiment ist mit bestem Rechte für die Existenz desselben anzuführen.

4. Entoptisches Phänomen der Pulsbewegung. — Ich habe bei mir die Beobachtung gemacht, dass nach lebhaften körperlichen Anstrengungen bei erregter Herzaction die Pulsbewegung in den Retinalgefässen sich zu erkennen gibt. Das Phänomen besteht darin, dass bei geschlossenen Augen und tiefer Verdunkelung des Gesichtsfeldes isochron mit dem Pulsschlage ein Lichtschein über das ganze Feld aufblitzt. Ist das Gesichtsfeld bei geschlossenen Lidern durch Wendung des Gesichtes gegen helles Licht bereits erhellt, so markirt sich die Erscheinung als eine momentane Beschattung.

Meine Versuche, während dieses Phänomens die Gefässschattenfigur zu erregen und an dieser etwa noch genauere Details der Bewegung zu erkennen, scheiterten insgesammt.

5. Zuckung des Musculus sphincter palpebrarum isochron mit dem Pulsschlage. — Ich beobachte nicht selten bei mir, dass isochron mit dem Pulsschlag der M. sphincter palpebrarum beider Augen sich leicht zuckend zusammenzieht. Dabei ist kein klopfendes Gefühl in den Lidern vorhanden, noch auch die vorbeschriebene subjective Lichtempfindung. Ich halte dafür, dass diese Zuckungen auf reflectorischem Wege zu Stande kommen durch Reizung der sensitiven Nerven des Sehorgans durch die systolisch dilatirten Gefässe Es steht mit dieser Annahme nicht in Widerspruch das Fehlen des subjectiven Gefühles dieser Dehnung. Die Beobachtung würde vielmehr dafür sprechen, dass es zur Auslösung dieses Reflexes einer geringeren Irritation bedarf, als zur bewussten Wahrnehmung dieser letzteren.

Die Auskultation des Pulses.

§. 29.

Töne und Geräusche im Innern der Schlagadern sind schon seit längerer Zeit Gegenstand der auskultatorischen Untersuchung gewesen. Ich sehe hier natürlich von jenen Tönen ab, die vom Herzen aus, namentlich vom zweiten Tone (vom Semilunarklappenschluss) sich eine Strecke weit bis in die grossen Schlagadern

fortpflanzen, ich sehe ferner ab von den Geräuschen, welche, oft mit deutlich fühlbarem Schwirren vereinigt, schon lange den Aerzten innerhalb aneurysmatischer Erweiterungen bekannt sind. Das Geräusch kann hier einfach, doppelt und selbst aussetzend sein; es erklärt sich aus den Reibungen und Stössen, welche das Blut gegen die ungleichmässigen Wände, in den Buchten, an den theils lockeren, theils festen Gerinnungsmassen im Aneurysma erleidet.

Drückt man eine normale Schlagader, an welcher man unter gewöhnlichen Verhältnissen kein Geräusch wahrnimmt, zusammen, so dass die Blutmasse nur noch durch einen verhältnissmäsig sehr engen Raum hindurchpassiren kann, so erhält man oft ein blasendes Geräusch, welches oft auch der aufgelegte Finger als ein Schwirren erkennt. Besonders leicht erkennt man dieses an der Arteria femoralis in der Schenkelbeuge. Man hat diese Blasegeräusche auch an elastischen Röhren, die man mit Einschnürungen versah, künstlich reproducirt. Heynsius, Donders, Th. Weber, L Conrad, W. Jenner, Chauveau und Marey haben uns zum Theil mit den Bedingungen bekannt gemacht, unter denen Geräusche dieser Art in den Adern entstehen können. Letzterer Forscher hat namentlich in dem 24. und 25. Capitel seines grösseren Werkes den Blasegeräuschen im Cirkulationsapparate besondere Aufmerksamkeit geschenkt und die verschiedenen Arten dieser Geräusche künstlich nachzuahmen versucht.

Ausser diesen Geräuschen kommen in Arterien, welche ein nicht zu geringes Caliber besitzen, unter ganz normalen Verhältnissen Geräusche vor, welche von den Oscillationen der Schlagaderwandungen herrühren. Am bekanntesten unter diesen und am meisten untersucht ist das sogenannte Gebärmuttergeräusch, welches nicht nur in den Schlagadern des schwangeren Uterus vorkommt, sondern auch dann, wenn Tumoren denselben oder das Becken erfüllen. (Pernice.)

Auch das Nabelstranggeräusch, welches in den Umbilikalarterien des Nabelstrangs entsteht, gehört hierher. Mitunter hat man auch beobachtet, dass Arterien, welche sonst nicht tönen, wie die Arteria radialis, dorsalis pedis, des Arcus volaris

superficialis bei Hypertrophie des linken Ventrikels oder starken Herzschlägen überhaupt laut hörbar vibriren.*)

Die genauesten Mittheilungen über die Auskultation des normalen Pulses hat O. J B. Wolff**) gegeben, dessen Angaben ich in den meisten Punkten bestätigen kann. Nur soll man nicht denken, dass man die nunmehr zu beschreibenden Geräusche beim ersten besten Versuche sofort wahrnehmen müsse, die Pulsauskultation ist, was hervorgehoben zu werden verdient, ein difficiles Gebiet, welches Studium und Sorgfalt erfordert. Am besten bedient man sich eines unten ziemlich engen Stethoscopes. Nachdem man an der Cubitalis zuerst durch Tasten sich überzeugt hat, in welcher Lage der Schlag der Arterie am deutlichsten zu fühlen ist, setze man in dieser Position vorsichtig das Hörrohr auf und vermeide es vor allen Dingen behutsamst mit dem Kopfe irgendwelchen Druck gegen das Gefäss auszuüben. Bei sehr mageren Leuten, bei denen die Schlagader nur durch die dünne Haut und Fascie vom Hörrohr getrennt ist, vernimmt man isochronisch mit der Dehnung der Arterie ein blasendes Geräusch. Bei fettreichen und straffen Armen muss man jedoch, um das Geräusch zu hören, einen allmählich gesteigerten leichten Druck in Anwendung bringen. Das Geräusch wird verstärkt und zugleich höher, wenn man den Druck ein wenig verstärkt. Drückt man nun noch tiefer ein und zwar soweit, dass der Puls in der Art. radialis aufhört, so entsteht statt des Geräusches ein etwas tiefer klingender Ton Dieser Ton, der ganz offenbar ein künstlicher, kein physiologischer ist, ist insofern wichtig, als er uns zeigt, wann der Druck bereits das passende Maass überschritten habe. Der Druck muss also behufs der Pulsauskultation geringer sein.

Hat man den passenden Druck herausgefunden, so hört man bei mageren Individuen mittleren Alters, — wie Wolff richtig herausgefunden hat, — drei Geräusche auf jeden Pulsschlag. Das erste Geräusch ist das stärkste, andauerndste und accentuirte, es

---

*) Vgl. Bamberger, Herzkrankheiten pag. 96. 97. — Pickford, Henle und Pfeuffer's Zeitschr. Bd. IV. 1846. pag. 231—265.

**) Charakteristik des Arterienpulses. Leipzig 1865. pag 144—151.

entspricht der primären Dilatation der Schlagader. Das zweite ist schwächer und kürzer, als das erste, es entspricht den Elasticitätsschwankungen nach der Dilatation Das dritte ist meist länger, aber meist nicht lauter als das zweite; es entspricht der Rückstosselevation im Rohre der Arterie. Dann tritt eine Pause oder ein minimales Summen ein, bis ein neuer Pulsschlag folgt. Nähert man das Stethoscop zu schwach an die Cubitalis, so verschmelzen die drei Geräusche zu einem längeren Geräusche.

Bei Greisen erkennt man bei richtig abgemessenem Drucke leicht zwei Geräusche, welche der primären und der Rückstosselevation entsprechen. Der fühlbar dikrotische Puls liefert in ähnlicher Weise zwei Geräusche. Vermehrt man den Druck des Hörrohres sowohl bei Greisen, als auch beim doppelschlägigen Pulse, so nehmen die Geräusche eine mitunter sehr deutliche tonähnliche Färbung an.

Auch die Art. radialis liefert ein meist immer hörbares Geräusch, welches bei verstärktem Drucke gleichfalls leicht Tonfärbung annimmt. In der Regel hört man hier aber nur Ein Geräusch, nur bei verstärkter Thätigkeit der Schlagader oder bei sehr grossem Caliber und sehr oberflächlicher Lage des Gefässes vernimmt man die Geräusche, wie an der Cubitalis. Zwei Geräusche lassen sich bei ausgesprochenem Pulsus dicrotus wahrnehmen.

Will man sich über die Geräusche in den Arterien belehren, so rathe ich zur Untersuchung der Cubitalis, da die der Radialis nicht allein meist schwieriger ist, sondern auch oft nur Ein Geräusch erkennen lässt.

In der Arteria pediaea hört man stets nur ein einfaches Geräusch.

Ich will hier schliesslich noch auf eine besondere Art von Selbst-Auskultation des Pulses aufmerksam machen, die mir zu jeder Zeit ohne alle Vorbereitung leicht in's Werk setzen können und durch welche wir unzweifelhaft erfahren, dass der Doppelschlag ein normales Phänomen der Pulsbewegung sei. Es bezieht sich der nun zu beschreibende Versuch nur auf die Arteriae maxillares externae. Nähert man nämlich den Unterkiefer bis auf einen höchst schmalen Abstand an den Oberkiefer, so wird

man bei jedem Pulsschlage in den benannten beiden Schlagadern deutlich hören, wie die Schneidezähne des Unterkiefers gegen die des Oberkiefers anschlagen.

Dieses geschieht aber nicht mit Einem Anschlage, sondern in zwei deutlich abgesetzten kurzen Stössen, von denen der erste stärker ist, als der zweite. Man vollführt dieses höchst einfache Experiment am besten bei ruhiger Rückenlage.*)

Ich habe schon erwähnt, dass ein sausendes Geräusch und schwirrende Vibration in einem grossen arteriellen Gefässe entsteht, wenn man, z. B. an der Art. femoralis mit dem Finger eine Compression ausübt, wodurch das Lumen der Schlagader an dieser Stelle verkleinert wird. Ganz dasselbe konnte ich an elastischen Röhren bewirken, durch welche unter hohem Druck Wasser hindurchgetrieben wurde. Das Rohr gerieth an Stelle der Compression in deutlich sichtbare schnelle Vibrationen, deren sausendes Geräusch sich eine ganze Strecke weit im Gefässe fortsetzte. Sausende Geräusche in den Arterien würden hiernach auf Ungleichheiten in ihrem Lumen zurückzuführen sein, wie sie an Theilungsstellen und bedeutenden Schlängelungen vorkommen. Je stärker der Blutdruck, desto stärker ist im Allgemeinen das Geräusch; deshalb und wegen des geringen Calibers vermisst man das Geräusch auch in den kleinen Schlagadern.

Wellenbewegung und Strombewegung des Blutes in den Schlagadern.

§. 30.

Schon im vorigen Jahrhundert hat es nicht an Versuchen gefehlt, die Strom- und Wellenbewegung des Blutes in den Schlagadern zu erforschen und die Gesetze, nach welchen dieselben vor sich gehen, zu enthüllen. Es lag nicht fern, bei diesen Bestre-

*) L. Landois, Archiv für Anatomie, Physiologie etc. von Reichert und Dubois-Reymond. 1864. pag. 90

bungen zunächst nach einfachen Versuchen an elastischen Röhren zu greifen, in welche man intermittirend Wasser einströmen liess. In dem Nachlasse Euler's hat man aus dem Jahre 1775 eine hierherzielende Abhandlung vorgefunden.*) Er ahmte die Wellen- und Strombewegung des Blutes zuerst dadurch nach, dass er mit einer Spritze Wasser in eine elastische Röhre periodisch eintrieb. Allein der grosse Mathematiker sah bald ein, dass sich auf diese Weise kein umfassendes Resultat erzielen lasse, welches alle bei der Cirkulation in Betracht kommenden Verhältnisse mit mathematischer Genauigkeit aufklärte, ja er hielt sogar eine Anwendung derartiger Versuche auf die Verhältnisse des Kreislaufes für eine Aufgabe, deren exakten Lösung der menschliche Geist überhaupt nicht gewachsen sei. „In motu sanguinis explicando . . . . offendimus insuperabiles difficultates.“ **)

Im Anfange dieses Jahrhunderts widmete der berühmte Physiker Th. Young demselben Probleme seine Kräfte. Er kam unter anderen zu dem Resultate, dass die Schnelligkeit der Welle im elastischen Rohre oder der Pulswelle in der Schlagader annähernd der Geschwindigkeit gleichkomme, welche ein freifallender Körper im luftleeren Raume erlangen würde, wenn die Fallhöhe der halben Druckhöhe der in der elastischen Röhre eingeschlossenen Flüssigkeit gliche. Young untersuchte weiterhin die Wellenbewegungen in strömenden Flüssigkeiten, wobei er auf das schärfste die Wellenbewegung, als die Bewegung einer Form, trennte von der Strombewegung, als der Bewegung der Masse. Er verglich die Pulswelle im Blutstrome vollkommen richtig mit den Wasserwellen auf einem strömenden Gewässer, oder mit den Tonwellen in einer durch den Wind fortbewegten Luftmasse.

Auch Volkmann hat in seiner Hämodynamik werthvolle Untersuchungen über die Bewegung von Flüssigkeiten durch

---

*) Valentin, Versuch einer physiologischen Pathologie des Herzens. Leipzig und Heidelberg 1866. pag. 148.

**) L. Euler, Principia pro motu sanguinis per arterias determinando. Opera postuma mathematica et physica. Tome II. Petropoli 1862. pag. 823.

elastische Röhren hindurch bei wechselnden Drucken niedergelegt. Die Grundlage unserer gegenwärtigen Kenntnisse über die Wellen- und Strombewegung des Blutes in den Schlagadern bilden jedoch die lichtvollen Arbeiten von E. H. Weber.*) Dieser Forscher studirte die Wellenbewegungen zunächst an elastischen Cautschuck-Röhren und am isolirten Dünndarme. Er fand, dass in elastischen Cautschuckröhren sich die erregte Welle mit einer Geschwindigkeit von 11259 MM. (= 33′ 19″ Par.) fortbewegte, einerlei, ob die Welle eine positive, (Berg- oder Spannungswelle,) oder aber eine negative, (Thal- oder Abspannungswelle) war. Bei starker Spannung der Röhrenwandung verschwand die Wellenbewegung schneller als bei schwacher Füllung, auch wurde die Fortpflanzungsgeschwindigkeit, obwohl nur sehr unbedeutend, vermindert. Wurde nämlich die Spannung im Rohre 437 Mal grösser genommen, als der anfangs bestehende Druck von 8 MM. Wasser, so nahm die Fortpflanzungsgeschwindigkeit etwa um ein Achtel ab.

Die Geschwindigkeit der Fortbewegung der erregten Wellen war gleich, ob die Wellen schnell oder langsam erregt wurden, und ebenfalls gleich, ob viel oder wenig Flüssigkeit in das Rohr eingetrieben wurde. Der Werth der lebendigen Kraft der Wellen ist also ohne Einfluss auf die Schnelligkeit ihrer Fortbewegung. Nach der Theorie von Wilhelm Weber müssten sich in Röhren von grossem Durchmesser die Pulswellen schneller fortbewegen als in engen. Im mässig mit Wasser gedehnten Dünndarme bewegten sich die Wellen mehr als zehn Mal langsamer, als im elastischen Cautschuckrohre, zugleich aber fand sich, dass die Spannung des Darmes von grossem Einflusse auf die Schnelligkeit der Fortpflanzungsgeschwindigkeit der Wellen war.

Aus der Zeitdifferenz des Eintrittes des Pulses in der Art. maxillaris externa und pediaea berechnete E. H. Weber die Schnelligkeit der Fortbewegung der Pulswelle in der lebendigen

*) E. H. Weber: Ueber die Anwendung der Wellenlehre auf die Lehre vom Kreislaufe des Blutes und insbesondere auf die Pulslehre. Berichte über die Verhandlungen der Königl. Sächs. Gesellsch. der Wissenschaften zu Leipzig. Math physik. Klasse. Bd. I. 1850. p. 164. — Müller's Archiv. 1852. p. 497.

Schlagader auf 9240 MM. = $28\frac{1}{2}'$ in Einer Sekunde. Und er fügt hinzu:

„Bei dieser grossen Geschwindigkeit, mit welcher die Pulswelle fortschreitet, darf man sie sich nicht als eine kurze Welle vorstellen, die längs der Arterien fortläuft, sondern so lang, dass nicht einmal eine einzige Pulswelle Platz in der Strecke vom Anfang der Aorta bis zur Arterie der grossen Zehe hat. Diese Beschreibung der Gestalt der Pulswelle steht nicht mit den Abbildungen im Widerspruche, welche Ludwig und Volkmann (mittelst des Kymographion) von ihnen gegeben haben. Das Instrument ist so eingerichtet, dass es die Länge der Welle ausserordentlich verkürzt. Volkmann's Pulswellen sind gezeichnet, als schritten sie in 1 Sekunde 6 MM. fort, während sie nach meinen Bestimmungen 9240 MM. fortgehen. Sie sind also im Bilde ungefähr 1540 Mal kürzer dargestellt, als sie in Wirklichkeit sind."

Weiterhin hat Donders*) ermittelt, dass die Wellen in elastischen Röhren sich um so langsamer fortpflanzen, je grösser der Elasticitäts-Coëfficient derselben ist. Er glaubt die Erklärung hierfür darin suchen zu müssen, dass, je grösser der Elasticitäts-Coëfficient wird, eine um so grössere Flüssigkeitsmenge durch eine bestimmte Kraft fortgetrieben werden muss. Dahingegen hat die Dicke der elastischen Röhre nach diesem Forscher keinen Einfluss auf die Fortpflanzungsgeschwindigkeit der Wellen.

Donders fand nämlich, dass in elastischen Röhren mit 2 MM. Durchmesser im Lichten die Fortbewegung gleich schnell ist, wie in weiteren Röhren. Dies hat auch Geltung in gleicher Weise für die Arterien starken und schwachen Calibers.

Es ist von grosser Wichtigkeit, die Bewegungen der Flüssigkeiten in starren Röhren, denen in elastischen gegenüber zu stellen. Wird ein gewisses Quantum von Flüssigkeit in ein starres Rohr unter einem gewissen Drucke hineingetrieben, so fliesst aus dem Ende der Röhre, sofern nicht besondere Widerstände behindernd eintreten, ein gleichgrosses Quantum Flüssigkeit sofort ab. Anders verhält sich das elastische Rohr. Unmittelbar nach dem

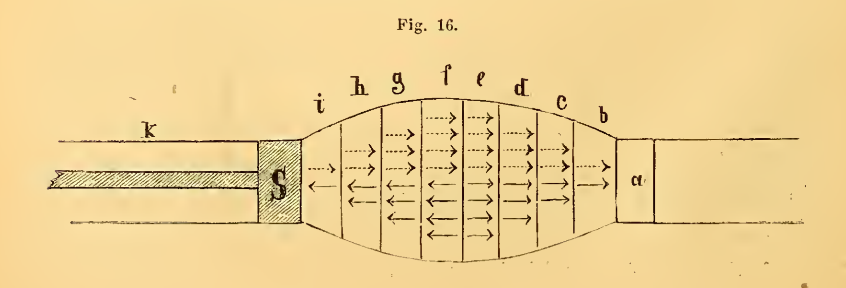
*) Handbuch der Physiologie. pag. 81.

Eintreiben des bestimmten Quantums fliesst anfangs nur relativ wenig ab und es folgt der Ausfluss des Restes erst, nachdem die eintreibende Kraft bereits zur Ruhe gekommen ist.

Treibt man periodisch gleich grosse Flüssigkeitsmengen in ein starres Rohr ein, so tritt allemal mit jedem Stosse die entsprechende Masse wiederum aus und das Ausfliessen dauert gerade so lange, als der Stoss, und die Pause zwischen zwei Ausflüssen ist stets gleich der Pause zwischen zwei Stössen. Bei elastischen Röhren ist dies Verhältniss ein anderes. Da nach dem Stosse das Ausfliessen der Flüssigkeit noch eine Zeit lang anhält, so werden wir an elastischen Röhren allemal dann einen continuirlichen Ausflussstrom erzeugen können, wenn wir die Zeit zwischen zwei Eintreibungen der Flüssigkeitsmengen etwas kürzer nehmen, als die Dauer des Ausströmens nach vollendetem Stosse beträgt. So erzeugt also ein periodisches Eintreiben von Flüssigkeiten in starre Röhren ein isochrones, scharf abgesetztes Ausfliessen und das Ausströmen kann erst dann dauernd werden, wenn auch das Einströmen dauernd ist. Bei den elastischen Röhren hingegen erzeugt unter den besprochenen Verhältnissen ein intermittirendes Einströmen ein continuirliches Ausfliessen mit systolischer Verstärkung.

E. H. Weber hat uns in folgender Weise die Bewegung erläutert, welche die durch einen Stempel in eine elastische Röhre eingetriebene Flüssigkeit hervorruft. „Eine den Verhältnissen entsprechende Vorstellung erhält man, wenn man sich die von der Flüssigkeit erfüllte und ausgedehnte elastische Röhre durch unveränderliche Grenzen, die den Querschnitten der Röhre entsprechen, in Abtheilungen (Röhrenelemente) *a b c d e f g h i* getheilt denkt.

Fig. 16.



Der Stempel S möge Wasser aus der unausdehnbaren Röhre k in die ausdehnbare Röhre $i\,a$ mit einer Anfangs zunehmenden und dann abnehmenden Geschwindigkeit hereingedrängt und dadurch die Röhre so erweitert haben, dass das in den verschiedenen Röhrenabschnitten enthaltene Wasser die durch die Zahl der punctirten Pfeile angedeuteten Geschwindigkeiten angenommen hat. Wenn dann die ringförmigen Theile der Röhrenwand, welche die Röhrenabschnitte e und f umschliessen, denjenigen Druck auf das eingeschlossene Wasser ausüben, welche die durch Linien dargestellten Pfeile anschaulich machen, so übersieht man, dass die in den Röhrenabschnitten e, d, c, b enthaltenen Wassertheilchen in der Richtung a beschleunigt werden müssen, da sie sich selbst in dieser Richtung schon bewegen und durch den durch die linearen Pfeile angedeuteten Druck in dieser Richtung eine Zunahme der Geschwindigkeit erhalten; dass dagegen die in den Röhrenabscnitten f, g, h, i enthaltenen Wassertheilchen in ihrer Bewegung retardirt werden, da auf sie in der Richtung S der durch die linerarен Pfeile angedeutete Druck ausgeübt wird, der der Bewegung entgegen ist, in welcher sich die Theilchen schon befinden. Hierdurch kommt die Flüssigkeit in i im nächsten Zeitmomente zur Ruhe und die ausgedehnte Röhrenwand dieser Abtheilung kehrt zu ihrem ursprünglichen Durchmesser zurück, während in demselben Zeitmomente in der Abtheilung a, in welcher bis jetzt keine Bewegung des Wassers und keine Ausdehnung der Röhre stattfand, das Wasser in Bewegung gesetzt wird und durch dasselbe die Röhrenwand eine Ausdehnung erleidet und auf diese Weise die Welle um eine Abtheilung in der Richtung, welche die punktirten Pfeile anzeigen, fortschreitet. Man übersieht hiernach auch, dass sich das Wasser in dem Röhrenabschnitte d anhäufen und die Röhrenwandung noch mehr ausdehnen und dadurch selbst wieder den Druck vergrössern müsse, den das ringförmige Stück der elastischen Arterienwand auf das enthaltene Wasser ausübt, wenn durch den grösseren scheibenförmigen Querschnitt zwischen e und d mehr Wasser in die Abtheilung d hineindringt, als durch den kleineren scheibenförmigen Querschnitt zwischen d und c aus d herausdringt, und dasselbe gilt von den Röhrenabtheilungen c und b. Das Entgegengesetzte ereignet sich im Hintertheile der

Welle in der Abtheilung *f*, in welche durch den scheibenförmigen kleinen Querschnitt zwischen *f* und *g* weniger Flüssigkeit nach *f* hineindringt, als durch den scheibenförmigen grossen Querschnitt zwischen *f* und *e* aus *f* heraustritt, und dasselbe gilt von den Röhrenabtheilungen *h* und *i*.“

Befände sich die elastische Röhre während des periodischen Eintreibens gleich grosser Flüssigkeitsmengen auch in den Pausen noch in einer gewissen Spannung und wäre nun ferner die Menge der in dieselbe eingetriebenen Flüssigkeit nur so gross, dass durch die Dehnung die Elasticität der Wand nicht ihre Grenze erreichte, wären ferner die gleich grossen Pausen so abgemessen, dass die Röhre allemal wieder Zeit hätte, das frühere Volumen bei demselben Drucke anzunehmen, dann liesse sich die Wellenform durch einen mathematischen Ausdruck darstellen. Dieses ist aber nicht möglich, sobald die Stösse sich in ungleichen Zeitläufen folgen, und der Zustand des Rohres wechselt.

Das ist der Grund, wesshalb sich die Wellenbewegung in der lebendigen Schlagader der mathematischen Berechnung entzieht. Denn das Herz zieht sich wohl niemals in ganz gleichen Pausen zusammen; das Blutquantum bei jeder Systole ist auch nicht stets constant. Dazu kommt, dass in Folge der Contraction der Muskelelemente in den Arterien die Elasticität der Wandungen wechseln kann und dass aus eben derselben Ursache der Abfluss sehr verschieden gross sein kann. Störend auf den gleichen Gang der Pulswellen wirkt dann noch der Einfluss der Respirationsbewegungen.

Valentin*) hat die Umstände zusammengefasst, welche sich vereinigen, um die Wellenhöhen zu erniedrigen, wenn die Wellen elastische Röhren durchlaufen, die sich wiederholt verzweigen, so dass die Gesammtsumme der Querprofile des Flussbettes fortschreitend zunimmt.

Einmal liegt der Grund für die Erniedrigung darin, dass mit dem Wachsthum des Querschnittes das Material der Röhrenwandung vergrössert wird. Eine zweite Ursache müssen wir darin suchen, dass die Reibungen in den Röhren den Druck abschwächen.

---

*) L. c. pag. 156. §. 209.

Das Verhältniss der Wandfläche zu dem Hohlraume ist ferner in engen Röhren grösser als in weiten, daher werden die Verhältnisse für die Wellenbewegung in der Flüssigkeit innerhalb der Röhren um so ungünstiger, je mehr sich die verzweigenden Schlagader-Aeste verfeinern. Allerdings mindert die grosse Glätte der Arterien-Intima ganz bedeutend die Reibungswiderstände und hierdurch wird es bedingt, dass die Pulswelle noch in arteriellen Aestchen von etwa ½ MM. Durchmesser nachweisbar ist.

Von grosser Bedeutung für die richtige Erkenntniss der Wellenbewegung in elastischen Röhren sind auch die folgenden von Valentin (L. c. pag. 156—158) gegebenen Deductionen. Schon Newton hatte gefunden, dass die Fortpflanzungsgeschwindigkeit der Bewegung in einem elastischen Medium gleich ist der Quadratwurzel des Quotienten des Elasticitätsmodulus und der Dichtigkeit des Mediums. Bezeichnet e den Elasticitätsmodulus und d die Dichtigkeit der elastischen Masse, so ist die Fortpflanzungsgeschwindigkeit der Bewegung v, in unserem Falle also der Wellenbewegung

$$v = \sqrt{\frac{e}{d}}$$

Es wird daher auch die Fortpflanzungsgeschwindigkeit der Pulswellen variabel sein, je nachdem die Elasticität und die Dichtigkeit der elastischen Masse der Arterienwandung einem Wechsel unterworfen ist. Daher muss, wie Valentin mit Recht hervorhebt, die Fortpflanzungsgeschwindigkeit der Pulswellen sich verlangsamen, wenn die Dehnung des elastischen Rohres die Grenze übersteigt, innerhalb derer die Masse der elastischen Wand vollkommen elastisch bleibt oder diese unter dem gegebenen Einflusse nur dehnbar ist und nicht genügend elastisch rückwirkt. „Eine Druckverstärkung kann daher die Schnelligkeit in jenem Falle noch mehr herabsetzen, in diesem dagegen möglicherweise erhöhen. Dieses tritt in den organischen Geweben um so leichter ein, als sich die meisten nicht im gleichen Verhältnisse der Drucke dehnen, wenn diese eine irgend bedeutende Grösse erreichen. Dazu kommt noch der störende, theoretisch nicht zu bestimmende Einfluss der Verzweigungen, Schlängelungen und Anheftungen an mehr

oder weniger widerstehende Nachbartheile, sowie die Aenderungen, welche das Verkürzungsvermögen in den Schlagadern erzeugen kann.“

Dass weiterhin die Pulswellen einer mit einer Flüssigkeit gefüllten und in jeder Beziehung gleichartigen elastischen Röhre sich in wesentlicher Weise von den Schwingungen einer elastischen Saite unterscheiden, führt Valentin ferner in schlagender Weise aus. Bewegt sich diese hin und her, — sagt er, — so begegnet sie demselben widerstehenden Mittel bei allen ihren Anschlägen, diese mögen als Wellenberge oder als Wellenthäler in Bezug auf die Ruhelage erscheinen. Die elastische Röhre dagegen hat die eingeschlossene Flüssigkeit, deren Spannung der Bewegung entgegentritt, an einer, und die sie selbst umgebende Masse an der anderen Seite. Werden die Wellen durch periodische Stösse, welche die Flüssigkeit treffen, erzeugt und kann diese austreten, so wirken die fortschreitende Bewegung der Flüssigkeit und die ablaufende Gestaltsänderung, die wir den Wellenzug nennen, gleichzeitig ein Nur die letztere ist aber bei der gespannten Saite thätig. Die grösste Ausweichung oder Amplitude und die Fortpflanzungsgeschwindigkeit der Welle hängen daher von der Stärke des Anstosses, der die Saite getroffen hat, unter sonst gleichen Verhältnissen ab. Sie ändern sich dagegen nicht bloss mit dem Wechsel der Spannungsunterschiede je zweier benachbarter Querschnitte des elastischen Rohres, sondern auch mit der selbsständigen Einwirkung der strömenden Flüssigkeit auf die angrenzenden Wandbezirke. (L. c. §. 211.)

Untersuchungen über die Pulsbewegungen in elastischen Cautschuckröhren.

§. 31.

Um über die Pulsbewegungen an der lebendigen Schlagader befriedigenden Aufschluss zu erlangen, hielt ich es für unbedingt geboten, in einer möglichst vollständigen und umfassenden Arbeit die Pulsbewegungen in elastischen Röhren zu studiren und zu er-

mitteln, was für Modifikationen in der Bewegung durch die verschiedenartigen, bei den Pulsbewegungen überhaupt in Betracht kommenden Bedingungen hervorgerufen würden. Schon meine ersten Arbeiten gingen von diesem Gesichtspunkte aus und stützten sich auf die Erforschung der Bewegungen der Pulse in elastischen Röhren. In der folgenden Arbeit habe ich den Gegeestand möglichst erschöpfend zu behandeln versucht.

Die Ergebnisse meiner Untersuchungen stelle ich in zwei Gruppen zusammen.

In dem ersten Cyklus meiner Untersuchungen suchte ich die Pulsbewegungen an elastischen am Ende offenen Röhren zu studiren, welche, von einem hohen Standgefässe aus, intermittirend mit Wasser versorgt wurden.

In dem zweiten Cyklus theile ich jene Beobachtungen mit, welche an einem Cirkulationsapparate mit elastischer Röhrenleitung gewonnen wurden.

Die in der folgenden Versuchsreihe mitgetheilten Curven habe ich durch meinen eigenen Angiographen verzeichnen lassen.

I.

Untersuchungen über die Pulsbewegungen an elastischen Schläuchen mit freiem Abfluss der Flüssigkeit.

§. 32.

Lässt man in einen elastischen Schlauch, eine Gummi- oder Cautschuck-Röhre, unter einem gewissen Drucke von einem hochstehenden Standgefässe aus, plötzlich Wasser oder eine andere tropfbar-flüssige Masse einströmen, so wird die Wandung der Röhre durch die eintretende Flüssigkeit ausgedehnt. Die Dehnung wird um so grösser sein, je höher der Druck ist, unter welchem das Einströmen statthat und je reichlicher die Flüssigkeitsmenge ist, welche in einer Zeiteinheit zuströmen kann. Der Einbruch der Flüssigkeit in die Röhre wird zweckmässig entweder dadurch veranlasst, dass man eine die Röhre bis dahin compri-

mirende scharfe Leiste plötzlich aufhebt, oder dass ein am Eingange zur Röhre angebrachter Sperrhahn momentan umgedreht wird. Ich bediente mich der ersteren Vorrichtung. Gestattet man nun nach vollführter schneller Aufhebung der Leiste der Flüssigkeit noch eine Zeit lang hindurch gleichmässig freien Eintritt, so bemerkt man, dass die Röhrenwandung Schwingungen vollführt, welche sich in einer abwechselnden Erweiterung und Verengerung des Lumens zu erkennen geben. Figur 17. S. 1. 2. 3.

Fig. 17.

Diese Schwingungen, welche man zweckmässig als die systolischen bezeichnen kann, sind Anfangs grösser und ergiebiger und werden unter fortlaufendem Einströmen stets kleiner und kleiner, bis sie endlich völlig erlöschen und das elastische Rohr nunmehr in einen Ruhezustand übertritt, welcher der fortdauernd gleichen Expansionskraft der einströmenden Flüssigkeit entspricht. Fig. 17 B.

So wie ein Gewichtstück, welches an einer elastischen Schnur befestigt ist und nun plötzlich seiner stützenden Unterlage beraubt wird, nicht direkt und mit einem Male die elastische Schnur dehnt und plötzlich zur Ruhe kommt, sondern unter vielfältigen, Anfangs grösseren, später geringeren Dehnungen und Verkürzungen der Schnur allmählich zum ruhigen Tiefstande gelangt, welcher der Elasticität der Schnur und dem daran hängenden Gewichte entspricht, ganz ähnlich

verhält sich die Flüssigkeit in ihrer Wirkung auf die elastischen Wandungen des Rohres. Ein mit der Röhrenwandung in Verbindung gebrachter sphygmographischer Apparat wird daher nach dem systolischen Einströmen der Flüssigkeit zuerst grössere, nach und nach aber geringere Elevationen verzeichnen, bis endlich die Ruhe der Wandung durch eine nicht mehr unterbrochene horizontale Linie angedeutet wird. (S. Figur 17. 1. 2. 3.)

Wird nunmehr, nachdem die Röhrenwandung vollkommene Ruhe in der Dehnung erlangt hat, plötzlich das Einströmen der Flüssigkeit unterbrochen, so tritt eine der beschriebenen systolischen Bewegungen vielfältig analoge diastolische auf. Die bis dahin gedehnte Gefässwand geht unter oscillirenden Bewegungen in den ursprünglichen nicht gedehnten Zustand wieder zurück. Man mag diese Bewegungen ganz im Allgemeinen als diastolische Schwingungen bezeichnen. (Figur 17. D.)

Dauert das Einströmen des Wassers nur eine kurze Zeit, so ist keine Gelegenheit geboten, dass die systolischen Schwingungen zur Erscheinung kommen. Vgl. Figur 18.

Fig. 18.

Wir beobachten demnach nur eine einfache systolische Elevation Fig. 18 *P*. und an diese schliesst sich unmittelbar die diastolische Bewegung an. Es ist ferner einleuchtend, dass wenn man der beginnenden Diastole momentan wieder die Systole folgen lässt, auch die diastolischen Schwingungen in Wegfall kommen.

In Figur 18. sehen wir rechts sowohl die systolischen, als

auch die diastolischen Bewegungen völlig ausgeprägt, links sind die systolischen bis auf die erste Elevation aufgehoben und die diastolischen sind beschränkt. Es ist aus der Figur selbst ersichtlich, dass man es ganz und gar in seiner Gewalt hat, die systolischen und die diastolischen Elevationen durch das Einströmenlassen und Absperren des Wassers zu beschränken oder sich frei entfalten zu lassen.

Bei den pulsatorischen Bewegungen, welche durch das Einströmen des Blutes in die elastischen Arterienröhren zu Stande kommen, fallen die systolischen Bewegungen in der Regel aus, weil bei ruhigem Pulse das Zuströmen etwa nur 0,309 — 0,346 Sekunden (bei ungefähr 55 Pulsen in der Minute) dauert,*) eine Zeit, welche zur Entfaltung der Schwingungen nicht hinreicht. Dahingegen ist für die wenigstens theilweise Ausbildung der diastolischen Elevationen unter gewöhnlichen Verhältnissen Zeit genug vorhanden. Es ist daher auch die Betrachtung der letzteren für die Erklärung der Pulsbewegungen von grösserer Wichtigkeit.

Ausgehend von der bekannten Bezeichnung des doppelschlägigen Pulses als Pulsus dicrotus, bei welchem bekanntlich eine diastolische Welle von besonderer Grösse in die Erscheinung tritt, habe ich die Pulse, an denen diastolische Elevationen zu erkennen sind, mit dem Namen der katakroten Pulse bezeichnet, diejenigen aber, welche systolische Schwingungen darbieten, anakrote Pulse genannt.**)

Wir werden zuerst auf die Untersuchung der katakroten (diastolischen) Elevationen an den Pulswellen, welche in elastischen Schläuchen hervorgebracht werden, eingehen, sodann auf die analogen Phänomene, wie sie durch den Sphygmographen an den Arterien verzeichnet werden. Diesen Betrachtungen sollen sich anschliessen die Erforschung der anakroten Elevationen am elastischen Schlauche und an der Arterie.

*) L. Landois, neue Bestimmung der zeitlichen Verhältnisse bei der Contraction der Vorhöfe, der Ventrikel etc. am Herzen des Menschen. Centralblatt für die mediz. Wissenschaften. 1866. No 12.

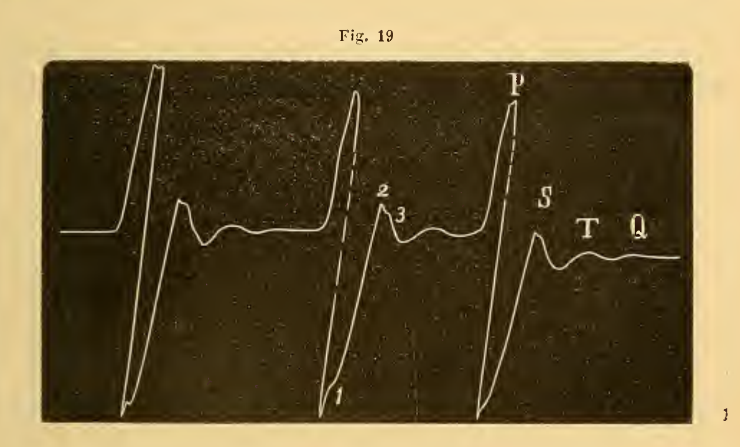
**) L. Landois, Anakrotie und Katakrotie der Pulscurven Centralblatt für die mediz. Wissenschaften. 1865. No. 30.

Ueber die Ursache der katakroten Erhebungen an den von elastischen Röhren entnommenen Pulscurven.

§. 33.

Wir wollen unsere Untersuchungen über die katakroten Elevationen an den Pulscurven beginnen mit einer Analyse der in Figur 19. gegebenen Curve.

Fig. 19



Die Curve ist von einem nicht vulkanisirten Cautschuckrohre gewonnen, welches 10 MM. im Lichten hielt, dessen Wand $1\frac{1}{3}$ MM. dick war. Ein viereckiges 18 MM. breites und 28 MM. langes Stück aus der Wand herausgeschnitten, verlängerte sich bei einer Belastung

von 200 Grammes auf 29 MM.,
bei 500 „ „ 36 „
bei 700 „ „ 42 „

Auch die noch folgenden Curven sind demselben Rohre entnommen, wenn nicht besonders das Gegentheil angeführt ist. Die Gesammtlänge des Rohres betrug 255 CM.; mein Angiograph belastet mit 50 Grammes, war von dem Ende des Rohres entfernt angebracht 40 CM.; die stromunterbrechende Messingleiste war 18 CM. vom Sphygmographen entfernt. An das Ende dieses Rohres war mittels einer kurzen Glasröhre ein 116 CM. langes, 7 MM. im Lichten haltendes Cautschuckansatzrohr angebracht, aus dessen

Ende das Wasser frei abfloss. Der Seitendruck bei freiem Durchströmen des Wassers betrug 52 MM. Quecksilber.

Eine aufmerksame Betrachtung der Curve Fig. 19 zeigt uns, dass an derselben zwei ganz differente Bewegungserscheinungen Ausdruck gefunden haben. Weitaus am auffälligsten zeigen sich die nach der primären Pulswelle P auftretenden mit S, T und Q bezeichneten sekundären, tertiären, selbst quarternären Elevationen, die ich als erste, zweite, dritte u. s. w. Rückstosswelle bezeichne.

Die Ursache für das Auftreten der Rückstosswellen liegt in Folgendem. Wenn die Flüssigkeit das elastische Rohr in den höchsten Grad der Ausdehnung versetzt hat und es wird nun plötzlich das Einströmen derselben unterbrochen, so streben die elastischen Wandungen sich wieder zusammenzuziehen und das Lumen der Röhre wieder zu verengern. Diese der ausdehnenden Kraft der Flüssigkeit entgegengesetzte Bewegung beginnt am offenen Ende der Röhre, weil hier das sofort abfliessende Wasser am allerwenigsten Widerstand bereitet. Die Contraction der elastischen Röhrenwandung bringt das Wasser zum Ausweichen: an der Peripherie kann es ungehindert ausfliessen, — gegen die centrale Verschlussstelle aber geworfen prallt es hier ab. Durch das Anprallen wird eine positive Welle erregt und diese läuft nun ihrerseits wieder von der Verschlussstelle an durch das ganze Rohr bis zum Ende desselben. Ist diese Rückstosswelle hinreichend gross, so wiederholt sich dasselbe Phänomen und es können so hintereinander sogar eine Anzahl von Rückstosswellen entstehen, die stets niedriger werden, bis sie endlich an der Röhrenwandung keine Bewegungen mehr veranlassen können. Aus der Beobachtung dieses Ganges, welchen die Rückstosswellen nehmen, geht das allgemeine Gesetz hervor: die Rückstosswellen erscheinen an einem elastischen Schlauche um so später, je länger derselbe ist. Man kann ohne grosse Mühe sich die Richtigkeit dieses wichtigen Fundamentalsatzes an jeder beliebigen, in oben beschriebener Weise hergerichteten, elastischen Röhre vor Augen führen.

Ich habe schon früher Versuche mitgetheilt, um den Gang der Rückstosswellen, das Zurückprallen der positiven Wellen von

der Verschlussstelle direct mit den Augen zu beobachten.*) Zwar ist die im elastischen Rohre sich fortbewegende Welle keine fortlaufende Masse, sondern nur eine sich bewegende Form, nichts destoweniger aber bewegen sich dennoch die Wassertheilchen oder kleine in dem Wasser suspendirte Körperchen, während eine Bergwelle vorübergeht, in derselben Richtung ein Stück vorwärts, in welcher die Welle fortschreitet. Da wir es hier nur mit positiven oder Bergwellen zu thun haben, so muss jedesmal die Richtung, nach welcher kleine Körperchen in dem Wasser sich hin bewegen, auch zugleich die Richtung des Laufes der positiven Welle anzeigen. Ich nahm nun eine Glasröhre, deren Wand an einer Stelle eine feine Durchbohrung hatte und liess durch das Bohrloch ein zartes Baumwollenfädchen bis in die Mitte des Lumens hineinragen, verschloss dann genau die seitliche Oeffnung wieder und schaltete die Röhre in Mitten einer langen Cautschuckröhre ein. Die Glasröhre vertrat die Stelle des Sphygmographen, das Fädchen zeigte in seiner Bewegung den Lauf der Wellen auf das Deutlichste an. Es wurde nun die Verschlussstelle anfangs nahe, sodann stets weiter von dem Fädchen gegen die Wasserquelle hin verlegt, wodurch die Gesammtlänge der elastischen Cautschuckröhre entsprechend zunahm, und es wurden dann jedesmal die Wellen gerade so erregt, wie bei den sphygmographischen Versuchen. Hierbei zeigte das flottirende Fädchen jedesmal die charakteristische Bewegung: zuerst wurde es durch die primäre Welle nach der Peripherie, sodann wiederum in der Richtung gegen die Verschlussstelle, dann durch die Rückstosselevation wieder gegen die Peripherie hinbewegt und so fort, ebenso oft als eine neue Rückstosswelle zur Ausbildung gelangte. Die den Rückstosswellen entsprechenden Bewegungen erfolgten um so später, je weiter der Abstand der Verschlussstelle von dem Fädchen genommen war, d. h. je länger der elastische Schlauch im Ganzen war, vollkommen ähnlich die Bewegungen des Schreibhebels des Sphygmographen, wenn er die Rückstosswellen verzeichnet.

---

*) L. Landois, die normale Gestalt der Pulscurven. Archiv für Anatomie, Physiologie etc. von Reichert und Dubois-Reymond. 1864. p. 86 ffg.

Der folgende Versuch bezweckte gleichfalls den Gang der Rückstosswellen direct mit den Augen zu beobachten. Es wurde hierzu der Dünndarm eines Kaninchens genommen; derselbe wurde vorsichtig vom Mesenterium frei präparirt und sodann in den Versuchsschlauch von Cautschuck eingeschaltet. Der Wasserdruck musste aber bei diesem Versuche, um ein Zerreissen des Darmes zu vermeiden, um Vieles schwächer genommen werden. Die Wellen, welche man in einem nur mässig mit Wasser gefüllten und wenig gespannten Darme erregt, bewegen sich in demselben mehr als zehnmal langsamer, als im Cautschuckrohre. „Daher eignen sich“ — wie E. H. Weber*) mit Recht bemerkt und worin ich ihm völlig beipflichten muss, — „die in einem mit Wasser erfüllten Darme erregten Wellen sehr, um die Wellen unmittelbar mit den Augen zu verfolgen und die den Wellen zukommenden Erscheinungen zu beobachten. Hier sieht man ohne Weiteres das Fortschreiten der positiven Wellen und der negativen Wellen. Man sieht die Reflexion derselben an dem geschlossenen Ende des Darmes, wobei die Bergwelle sich nicht in eine Thalwelle verwandelt, sondern Bergwelle bleibt, und umgekehrt.“

An dem Kaninchendarme wurde der Sphygmograph applicirt und die Verschlussstelle in wechselnder Entfernung angebracht. Es wurde nun stets beobachtet, dass beim Oeffnen zuerst eine positive, die primäre, Welle gegen den Sphygmographen lief und dessen Schreibhebel erhob. Nach dem Verschluss lief sodann eine positive Welle wieder gegen die Verschlussstelle, prallte hier ab, blieb positive Welle und hob sodann wiederum peripherisch laufend den Schreibhebel als Rückstosswelle zum zweiten Male.

Noch in einer anderen Weise kann man sich den Gang der Rückstosswellen direct vor Augen führen. In das Ende des zur Wellenerregung benutzten Cautschuckschlauches binde man eine 6 — 10 CM. lange Glasröhre ein. Lässt man nun das Wasser in kurzen Pausen einströmen, so sieht man, wie nach jedem Einströmen des Wassers ein Strahl aus der Endglasröhre hervorspritzt. Aber es folgt diesem Strahle noch ein

---

*) Berichte über die Verhandlungen der königl. sächsischen Gesellschaft der Wissenschaften zu Leipzig. 1850.

Vor- und Rückwärtsgehen des Wassers in der Röhre, mitunter ein deutliches Nachspritzen. Dieses hat seinen Grund in den Rückstosswellen. Auch hier beobachtet man stets, dem aufgestellten Gesetze entsprechend, dass die von den Rückstosswellen herrührenden Bewegungserscheinungen an den Wassertheilchen in der Glasröhre um so später auftreten, je weiter die Verschlussstelle vom Ende der Röhre entfernt ist und umgekehrt, d. h. je länger der gesammte Schlauch genommen ist.

Endlich will ich noch erwähnen, dass man bei directer Beobachtung der Cautschuckröhren selbst, in denen die Wellen erregt werden, — wenn die Bedingungen für das Auftreten kräftiger Rückstosswellen gegeben sind, — leicht die von den letzteren herrührenden wechselnden Dehnungen der Röhren mit blossem Auge erkennen kann.

Die mitgetheilten Versuche lassen sich so überaus einfach anstellen und liefern ein so überzeugendes Resultat, dass ich Jedem, der sich mit sphygmographischer Untersuchung befassen will, es anrathen möchte, von diesem Fundamentalversuche bei seinen Studien auszugehen. Es ist aber dieser Versuch um so überzeugender, als ja zur Anstellung zum Theil gar kein Instrument benutzt wird und deshalb ja von selbst der Einwand schweigen muss, es handle sich hier um Nachschwingungen des Instrumentes. Wer den Versuch überhaupt nur einmal correct angestellt hat, wird mit solchen Einwänden sehr bald nicht zu verschwenderisch umgehen.

---

§. 34.

Ausser den durch die Rückstosswellen bedingten Elevationen machen sich an unseren Curven noch andere Bewegungserscheinungen geltend. Es sind dies kleinere Erhebungen, mit 1. 2. 3. bezeichnet, (s. Fig. 19. 20. und die folgenden), welche der Schreibhebel des Sphygmographen an den auf- und niedersteigenden Schenkeln der Elevationen der Rückstosswellen verzeichnet. Die Betrachtung der Fig. 20. lehrt uns, dass diese kleineren Erhebungen deutlich an der ersten Rück-

stosswelle S zu erkennen sind, dass sie an der zweiten Rückstosswelle T nur hie und da im aufsteigenden Schenkel zu sehen sind, dass sie hingegen vergebens an der dritten Q gesucht werden. Worin haben diese Erhebungen ihren Grund? Eine sorgfältige Prüfung hat mich zu der Ueberzeugung gedrängt, dass dieselben herrühren von den Schwingungen der elastischen Röhrenwandung. Die Röhrenwand macht vermöge ihrer Elasticität ihre Excursionen in den Zustand der Dehnung und zurück in den der Verengerung nicht im einfachen ununterbrochenen Zuge, sondern unter Oscilationen, gerade wie das mit Gewichten plötzlich belastete und sodann wieder entlastete Gummiband, dessen ich schon Eingangs des Vergleiches wegen Erwähnung gethan habe. Es wird daher nicht unpassend sein, wenn ich für diese Schwingungen der elastischen Röhrenwandung den Namen der „Elasticitätsschwingungen“ in Vorschlag bringe und demgemäss die durch dieselben an den Curven verzeichneten Erhebungen „Elasticitätserhebungen“ nenne.

Dass die sogenannten Elasticitäts-Elevationen auch wirklich von den elastischen Nachschwingungen der Röhrenwand herrühren, ergiebt sich aus folgenden Gründen:

1) Sie sind um so prägnanter, je elastischer die Röhrenwand ist.
2) Je mehr an ein und derselben Röhre die elastische Spannung gesteigert wird, um so zahlreicher werden sie, ganz entsprechend den Schwingungszahlen stärker oder schwächer gespannter elastischer Bänder oder Membranen (siehe Fig. 43 pag 160).
3) Weil sie völlig unabhängig sind von sonstigen Eigenschaften des Rohres, namentlich von der Länge und weil sie mit den Rückstosselevationen nichts gemein haben.
4) Weil absolut keine andern Momente ähnlicher Wirkungsweise in den elastischen Röhren zur Manifestation kommen können.

---

§. 35.

Sowie ich bei der Beobachtung der Rückstosselevationen mich besonderer Vorrichtungen bediente, um auch ohne den Sphygmographen die Bewegungserscheinungen in den Arterien zu übersehen, so suchte ich es auch für die Elasticitätselevationen zu vollführen. Ich nahm hierzu wieder das flottirende Fädchen in der Glasröhre. (Siehe Oben pag. 111.)

Nahm ich einen besonders langen Schlauch, an welchem die Rückstosselevationen erst nach ziemlich langer Pause auftraten, so konnte ich deutlich beobachten, wie jene Wasserbewegung war, welche die Elasticitätselevationen, die schon früher auftraten, hervorrief. Die Bewegung des Fädchens war hier in der Richtung seiner Schwankung ganz ähnlich wie bei den Rückstosswellen. Bei jeder elastischen Dehnung des Rohres schwang das Fädchen gegen das Ende desselben, bei jeder Verengerung hingegen gegen das Einströmungsende. Wurde neben dem Glasröhrchen der Sphygmograph angebracht, so war der Versuch besonders interessant und zeigte, dass mit jeder Elevation des Hebels das Fädchen peripherisch flottirte, umgekehrt bei jeder Senkung. Es lehrte dieser Versuch überdies, dass die Elasticitätselevationen an den Curven keinen Nachschwingungen des Instrumentes ihren Ursprung verdanken können.

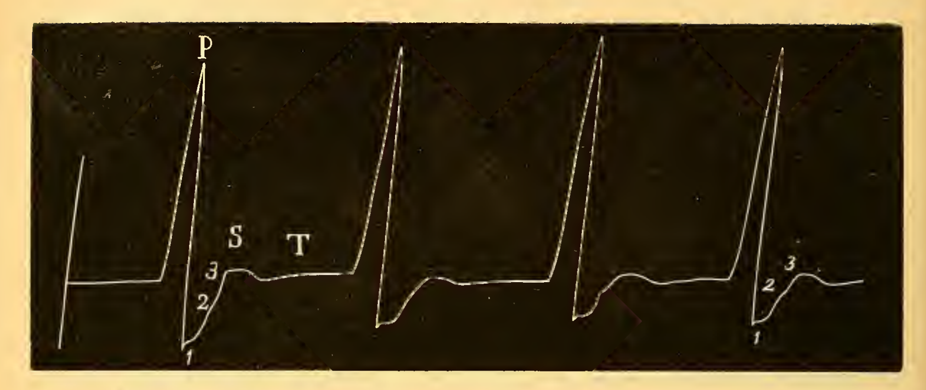
Wir sehen somit, dass die katakroten Erhebungen an den Pulscurven, welche der Sphygmograph von elastischen Schläuchen entnimmt, zwei ganz verschiedenen Ursachen ihre Entstehung verdanken: den Rückstosswellen und den Elasticitätsschwingungen der Röhrenwandungen.

---

§. 36.

Es wird nun unsere Aufgabe sein, zu untersuchen, welche Einflüsse modifizirend auf diese Erhebungen einwirken. Unsere Betrachtungen sollen sich anknüpfen an die folgende Figur 20.

Fig. 20.

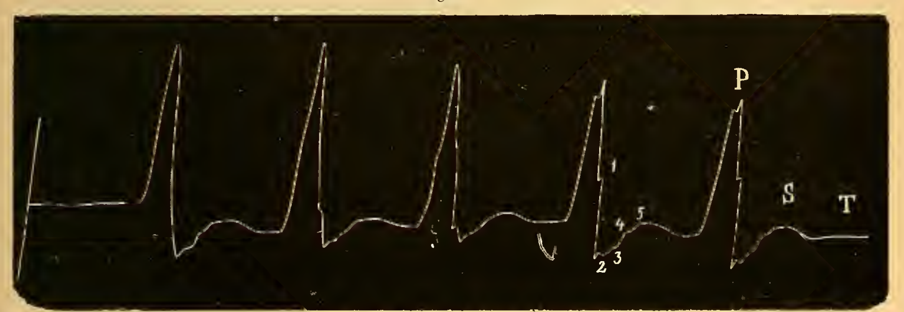


Die Curve ist unter denselben Bedingungen angefertigt, wie Figur 19., nur ist der Abstand der Verschlussstelle um 50 CM. weiter centralwärts genommen; es ist demnach der Abstand derselben von dem Sphygmographen = 68 CM. Selbstverständlich ist durch diese mehr centralwärts gerückte Verlegung der Verschlussstelle des Schlauches dieser letztere um 50 CM. länger im Sinne des Versuches. Die durch die Rückstosswellen erzeugten Elevationen zeichnen sich durch zwei Eigenthümlichkeiten wesentlich von denen in Figur 19. aus. Erstens nämlich, sie erscheinen später: die secundäre Elevation *S* ist weiter von der primären *P* entfernt, als in Figur 19, ebenso verhält es sich mit den Abständen von *S* und *T* in beiden Figuren. Und so muss es nach dem von uns aufgestellten Gesetze sein. Je länger die elastische Röhre, oder wie es in unserem Falle zutrifft: je weiter die Entfernung ist zwischen der Verschlussstelle und dem Sphygmographen, um so später tritt die Rückstosswelle in die Erscheinung, denn sie hat ja in der längeren Röhre auch einen entsprechend grösseren Weg zurückzulegen; — und umgekehrt. Zweitens fällt es sofort auf, dass die Rückstosselevationen in Figur 20 entschieden niedriger sind, als in Figur 19, so dass die quarternäre Elevation *Q* bereits ganz wegfällt und die tertiäre *T* schon sehr wenig mehr über dem Niveau hervortritt.

Die Elasticitätserhebungen dürften dagegen im Allgemeinen als etwas prägnanter ausgebildet bezeichnet werden.

Verlegen wir die Verschlussstelle noch mehr centralwärts, so dass der Abstand derselben 111 CM. vom Sphygmographen beträgt, wodurch die für unseren Versuch wirksame Länge des Schlauches abermals vergrössert wird und zwar um 43 CM., so gestaltet sich die Curve noch differenter.

Fig. 21.



Die Erscheinungen sind ähnlich wie in der ersten Modifikation, aber nur noch deutlicher. Die sekundäre Welle kommt natürlich noch später an, als in Figur 20, die durch sie bedingte Rückstosselevation *S* ist niedriger, die zweite Rückstosswelle *T* ist kaum im Stande, das Rohr noch zu dehnen.

Um so deutlicher sind aber die Elasticitätserhebungen. Die erste (1) derselben erscheint bereits in der Mitte des absteigenden Schenkels der primären Elevation *P*, die zweite (2) entweder dicht am Fusse des Schenkels, oder noch im untersten Stücke desselben, die übrigen lassen sich noch deutlich bis auf den Gipfel der sekundären Elevation *S* hinaufverfolgen (3. 4. 5.).

Fassen wir das aus der Betrachtung der drei Curven der Figuren 19, 20, 21 gezogene Resultat kurz zusammen, so ergibt sich: Unter sonst gleichen Bedingungen Seitens der elastischen Röhre und des Wasserdruckes werden die Rückstosselevationen um so geringer ausgeprägt, je weiter die Verschlussstelle von der Applikationsstelle des Sphygmographen verlegt wird, um so ausgeprägter hingegen werden die Elasticitätselevationen; und umgekehrt.

Es ist weiterhin besonders wichtig zu bemerken, dass die

Elasticitätselevationen bereits im absteigenden Schenkel der primären Welle P auftreten, sobald die Entfernung der Verschlussstelle vom Sphygmographen weiter genommen wird.

---

§. 37.

Die im Vorhergehenden beschriebenen Versuche waren in der Weise angestellt, dass wir den grösseren Abstand der Verschlussstelle vom Sphygmographen dadurch erzielten, dass wir die Verschlussstelle weiter centralwärts verlegten. Hierdurch gewannen wir aber zugleich einen für unsere Versuche längeren Schlauch.

Ich stellte daher nun den Versuch in der Art an, dass ich an einem anderen elastischen Schlauche von constant bleibender Länge den Sphygmographen in wechselndem Abstande von der Verschlussstelle entfernt anbrachte. Bei diesem Versuche war also nur der Abstand der Verschlussstelle vom Sphygmographen verschieden weit abgemessen, während das Rohr selbst von gleicher Länge blieb.

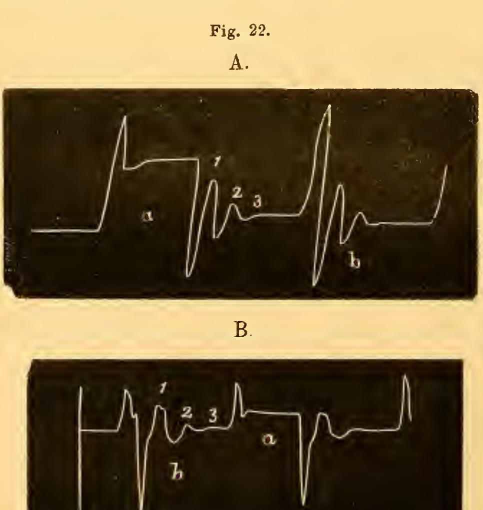


Fig. 22.

In der nebenstehenden Figur 22 A. und B. zeigt sich deutlich der Unterschied gegenüber den voraufgeschickten Curvenreihen. Es wurde ein elastisches Rohr von $1\frac{3}{4}$ Meter Länge genommen, von bedeutender Elasticität und mittlerem Lumen und die Ausflussöffnung war nur wenig verengt worden. Bei Anfertigung der Curven A hatte ich den Sphygmographen $\frac{1}{2}$ Me-

ter von der Verschlussstelle entfernt angebracht, bei *B* jedoch nahe an dem Ende des in beiden Fällen gleich langen Schlauches, nämlich $1\frac{1}{2}$ Meter entfernt von der Verschlussstelle. Die Curven *A* und *B* lehren nun, dass die Rückstosselevationen an einem und demselben elastischen Schlauche gleich spät nach der primären Elevation auftreten, einerlei, ob am Anfange oder ob am Ende des Rohres. Es ergibt sich dieses aus der Betrachtung des Ganges der Wellen in dem Versuchsrohre. Der Abstand der Rückstosselevationen (1, 2, 3) vom primären Gipfel der Curve ist in A. und B. gleich gross. Beide Curven lehren aber auch ferner noch, dass unter den gegebenen Verhältnissen die Rückstosselevationen sowohl in A., als auch in B. sich ähnlich verhalten, einerlei, ob das systole Einströmen des Wassers in das elastische Rohr nur kurze Zeit dauert, oder ob es länger währt. Ich habe nämlich sowohl in A., als auch in B., eine Pulscurve mit kurzdauernder (*b*) und eine mit langdauernder (*a*) Systole verzeichnet: in beiden Fällen sind die Rückstosselevationen gleich dauernd geblieben.

Dahingegen zeigt die Curve *B* eine wesentliche Abweichung von *A*, nämlich die einzelnen Rückstosselevationen 1, 2, 3 sind viel niedriger als in A. Dieses stimmt aber vollkommen mit den schon vorhin gegebenen Versuchen überein. Der Versuch lehrt uns also das folgende Gesetz:

An einem elastischen Schlauche von constanter Länge treten die Rückstosselevationen stets in gleichgrossen Abständen sowohl unter einander, als auch von der primären Elevation auf, einerlei, ob der Sphygmograph im Anfange oder am Ende des Rohres angebracht ist. Dagegen werden die Rückstosselevationen an diesem Rohre um so niedriger und um so geringer ausgeprägt, je weiter der Abstand des verzeichnenden Instrumentes von dem Anfange des Schlauches bemessen wurde.

Ich will bei dieser Gelegenheit noch auf einen Punkt von besonderem Interesse aufmerksam machen. Durch das Eintreten der Flüssigkeit in das elastische Rohr mit dem Beginne der Pulswelle und während der ganzen Dauer derselben, nimmt das elastische Rohr an Länge zu, entsprechend der Steigerung des Druckes in

seinem Innern. Die intravasculäre Drucksteigerung ist aber im Beginne stärker, als gegen das Ende der Pulsbewegung hin. Das elastische Rohr ist mit dem Eintritt der stärksten Dehnung zugleich auch am längsten und es wird sodann wieder kürzer. Beim Auftreten der ersten Rückstosselevation ist das Rohr noch länger, als bei der zweiten, bei dieser noch länger als bei der dritten u. s. w. Da nun aber, wie wir ermittelt haben, die Rückstosselevationen um so früher der Zeit nach auftreten, je kürzer das Rohr ist, so folgt daraus, dass die erste Rückstosselevation relativ später auftreten wird, als die zweite, die zweite später als die dritte u. s. w. Natürlich werden diese Differenzen nur geringfügige sein. Ich komme aber auf diesen Punkt nochmals zurück bei Besprechung der Curven vom Menschen, welche zwei Rückstosselevationen haben, wie die Art. carotis.

Es lehrt uns der zuletzt beschriebene Versuch aber noch eine zweite Thatsache kennen, (die sich übrigens auch aus der Betrachtung anderer Versuche herleiten lässt, z. B. aus Figur 23 A. B. C.) nämlich die, dass die primäre Elevation der Curve höher ist, wenn dieselbe nahe der Verschlussstelle (Erregungsort der Welle) verzeichnet ist, als wenn sie entfernt gewonnen wird. In Figur 22. ist die primäre Elevation in A. mehr als doppelt so hoch als in B. Der Grund für diese Erscheinung liegt einfach darin, dass sich die Wellen in einem elastischen Rohre nach längerem Verlaufe abschwächen, wie bekanntlich alle Wellen, in den verschiedenartigsten Medien, es zu thun pflegen.

Wir können also aus unserem Versuche den folgenden Satz herleiten: Die primäre Elevation der Pulscurve ist um so höher, je näher der Erregungsstelle sie verzeichnet wird, um so niedriger hingegen, je weiter davon entfernt sie beobachtet wird.

---

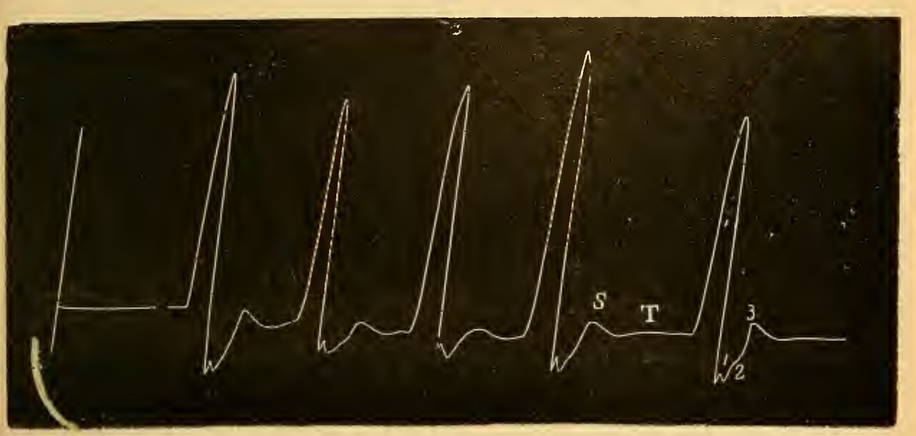
§. 38.

Wir haben somit den Einfluss des einen Faktors kennen gelernt, nämlich den der grösseren oder geringeren Länge des elastischen Schlauches auf das spätere oder frü-

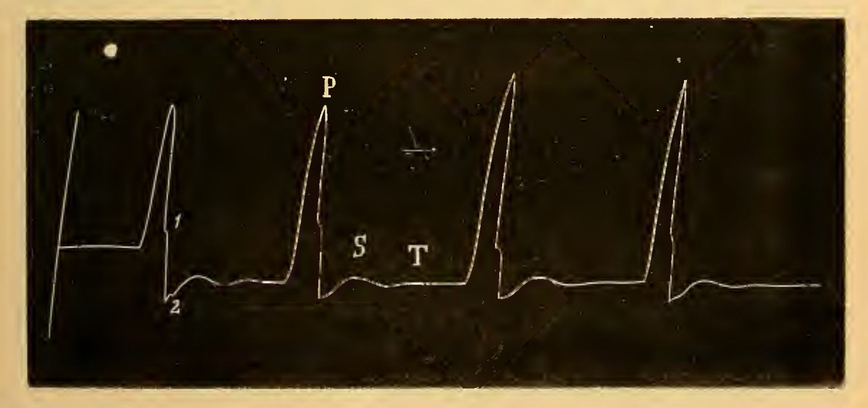
here Erscheinen der Rückstosselevationen und den der grösseren oder geringeren Entfernung der Verschlussstelle vom Sphygmographen auf die Gestaltung der katakroten Erhebungen überhaupt. Es fragt sich weiterhin, welchen Einfluss auf dieselben übt eine Verengerung des Ausflussrohres aus? Wir wollen auch hier an der Hand der verzeichneten Curven der Figur 23. die Untersuchung leiten.

Fig. 23.

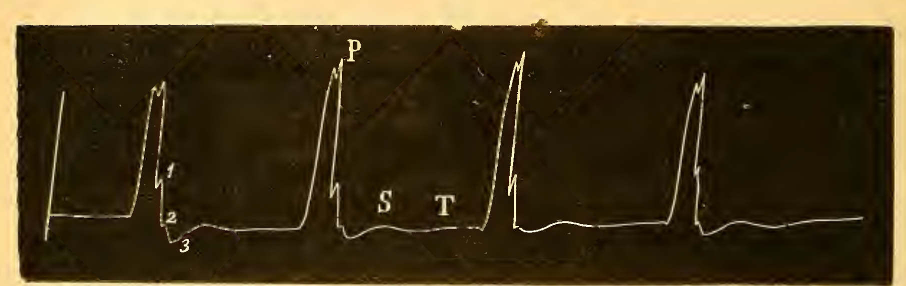
A.



B



C.



Es wurde zur Anfertigung der drei Curven in Figur 23. derselbe Cautschuckschlauch in Anwendung gezogen, welcher auch bei den früheren Versuchen benutzt war, nur war die Ausflussöffnung durch Einbinden einer Glasröhre von ihrem früheren Durchmesser von 7 MM. bis auf die Hälfte verengert, bis auf $3\frac{1}{2}$ MM. Durchmesser. Der Seitendruck beim Durchströmen stieg hierdurch, wie ein wandständiges Manometer anzeigte, auf 66 MM. Quecksilber. Ich will bei dieser Gelegenheit gleich vorweg einen sich etwa rege machenden Verdacht beseitigen, es seien etwa die katakroten Elevationen mit beeinträchtigt worden, durch die Eigenschwingungen des Quecksilbers in der Manometerröhre. Der Zugang zu der letzteren wurde allemal, nachdem der Druck gemessen war, auf das Genaueste verschlossen, so dass das Quecksilber absolut ruhig blieb.

Die Curven A., B., C., Figur 23, sind nun in sofern analog den Curven Figur 19, 20, 21 angefertigt, in sofern der Abstand der Verschlussstelle vom Sphygmographen in A = 18 CM., in B = 68 CM., und in C endlich = 111 CM. genommen und dem entsprechend der Versuchsschlauch länger wurde. Eine Vergleichung dieser correspondirenden Curven lehrt nun, dass die Verengerung der Ausflussröhre und die damit einhergehende Drucksteigerung nicht ohne Einfluss gewesen ist auf die Gestalt der Curven. Die der Figur 19 entsprechende Curve *A* der Figur 23 gleicht nicht dieser, sondern vielmehr auffällig der Figur 20, nur mit dem einen wesentlichen Unterschiede, dass die sekundäre Rückstosselevation bei 23 A. früher eintritt und somit näher an *P* heranschliesst, als in Figur 20, eine Erscheinung, die bereits Oben erklärt wurde.

Mit entsprechender Abweichung ist ferner die Curve 23 B. der Figur 21 zu vergleichen, während C eine noch weitergehende Modifikation erkennen lässt.

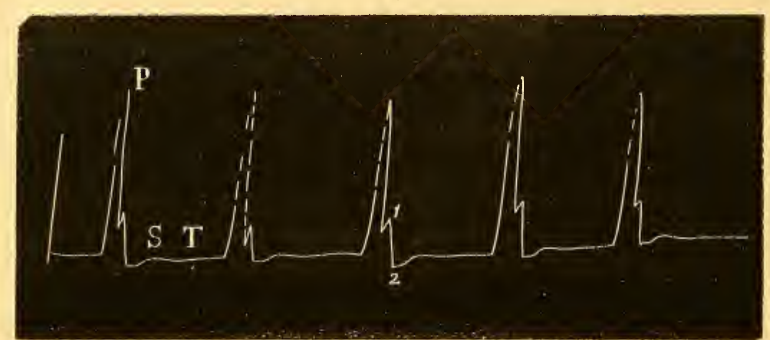
Aus der vergleichenden Beobachtung resultirt aber das Gesetz: Die Verengerung der Ausflussöffnung an den elastischen Schläuchen und die damit verbundene Steigerung des Seitendruckes wirkt für die Gestaltung der katakroten Erhebungen der Pulscurven ähnlich wie eine weitere Entfernung der Verschlussstelle vom Sphygmographen bei einem Rohre von weiterer Ausflussöffnung: die Rückstosselevationen nehmen an Grösse ab, die Elasticitätselevationen werden im Ganzen deutlicher. Immerhin muss aber auch hier wieder wohl bedacht werden, was auch eine Betrachtung der Curven selbst sofort zeigt, dass das frühere oder spätere Erscheinen der Rückstosselevationen in diesen unseren Versuchen stets nur abhängig ist von der Grösse des Abstandes zwischen Verschlussstelle und Sphygmograph, d. h. im Allgemeinen gesagt, von der Länge des elastischen Rohres.

Die folgende Figur 24 ist völlig geeignet, das erwähnte Gesetz noch näher zu illustriren. Ganz ähnlich nämlich wie sich die Curven A., B., C. der Figur 23 zu den Figuren 19, 20, 21 verhalten, verhalten sich die Curven A., B., C. der Figur 24 zu den erstgenannten. Die Curven der Figur 24 sind unter sonst gleichen Bedingungen, wie die in Figur 23 angefertigt, nur war die Ausflussöffnung bis auf 2½ MM. im Durchmesser verengt und der Seitendruck betrug 78 MM. Quecksilber in Folge dieser Verengerung der Ausflussöffnung. Die Bezeichnungen sind auch hier gerade wie in allen früheren Curven gewählt.

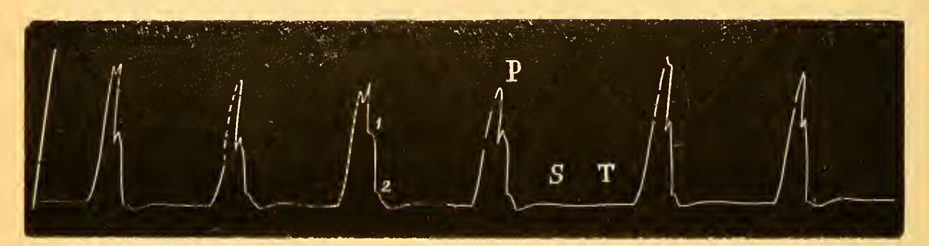
Es musste nur noch erörtert werden, welchen Einfluss die Verstärkung des Wasserdruckes auf die Gestaltung der Pulswellen ausübt, ohne dass zugleich die Ausflussöffnung eine verschieden weite war. Um den Druck zu variiren, stellte ich einmal das Wasserreservoir 1 M. 20 CM. hoch auf, das andere Mal jedoch 5 Meter hoch. Die Curve *F.*, Figur 25, ist bei dem niederen Drucke verzeichnet, die Curve *E.* derselben Figur jedoch bei dem hohen Drucke. Der Unterschied beider Curven leuchtet

Fig. 24.

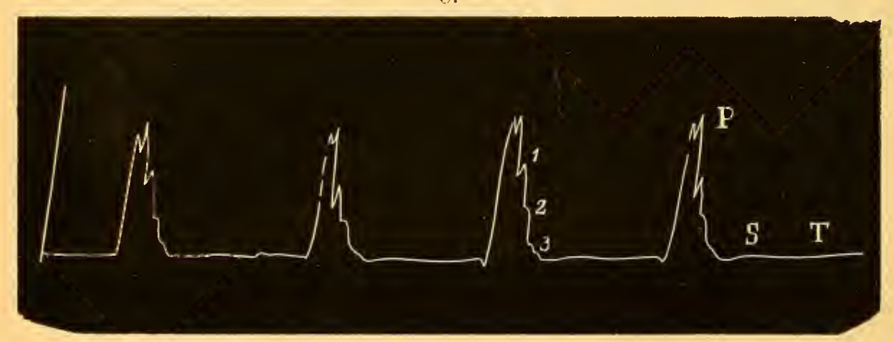




B.



C.



sofort ein: die Curve *F* zeigt eine nur niedrige primäre Elevation (*P*), weil aber der Druck des einströmenden Wassers nur eine mässige Dehnung des elastischen Rohres bewirken kann. In *E* hingegen ist die primäre Welle beträchtlich gross, weil nämlich die elastische Wand unter stärkerem Drucke gedehnt wurde und

weil in derselben Zeiteinheit eine grössere Menge Wassers bei hohem Drucke durch die Röhre fliesst, als bei geringem. Die primäre und sekundäre Rückstosselevation S und T sind in beiden Curven ungefähr gleich entwickelt; dagegen zeigt E stärker ausgebildete Elasticitätsschwankungen (1), die in F nur bei 1 spurweise angedeutet sind. Der Grund für das stärkere Hervortreten der letzteren bei hohem Drucke liegt darin, dass die systolisch stark gedehnte Röhrenwand natürlich stärker und länger nachschwingt, als die systolisch nur wenig gedehnte Membran. Der verstärkte Druck hat also zur Folge stärkere primäre Pulswellen und deutlichere Elasticitätsschwankungen ohne wesentliche Vergrösserung der Rückstosselevationen.

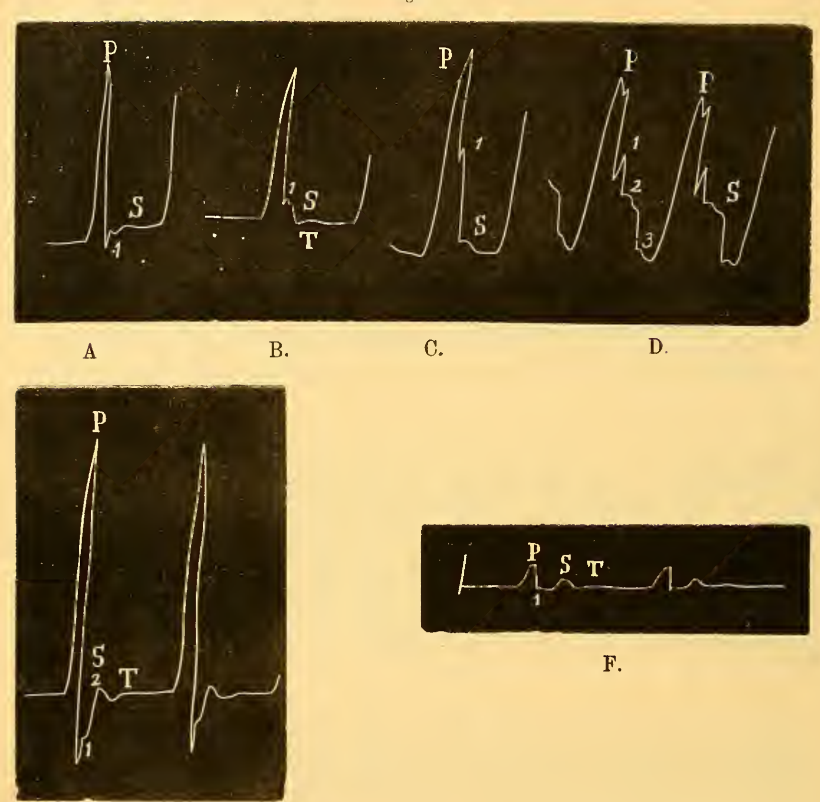
---

§. 39.

Ich habe absichtlich im Vorhergehenden Behufs der Darlegung der Entstehungsweise der Rückstosselevationen und der Elasticitätselevationen solche Curven gewählt, welche von einem verhältnissmässig sehr langen elastischen Schlauche entnommen waren. Bei einem solchen erscheinen nämlich die Rückstosselevationen spät und sie sind relativ gross: beides erleichtert die Unterscheidung derselben von den Elasticitätselevationen ungemein. Nehmen wir einen Schlauch von beschränkter Länge, so werden die Rückstosselevationen viel kürzer und sie erscheinen früher. Es drängen sich dieselben dann, vermischt mit Elasticitätselevationen näher an den absteigenden Schenkel der primären Welle heran. Hier kann die Unterscheidung schwieriger sein. Man betrachte zunächst die Fig. 18 p. 107. und man wird leicht einsehen, wie nach der primären Elevation P zuerst eine kleine Elasticitätsschwingung (1) auftritt, an welche sich sofort die sekundäre Rückstosswelle anschliesst S.

Ganz unter analogen Verhältnissen wie Figur 18 ist die Curve Figur 25 A. dargestellt, nur war bei letzterer die Ausflussöffnung des Rohres verengert. Auch hier ist auf das zweifelloseste die Elasticitätselevation 1 von der Rückstosswelle S zu unterscheiden.

Figur 25.

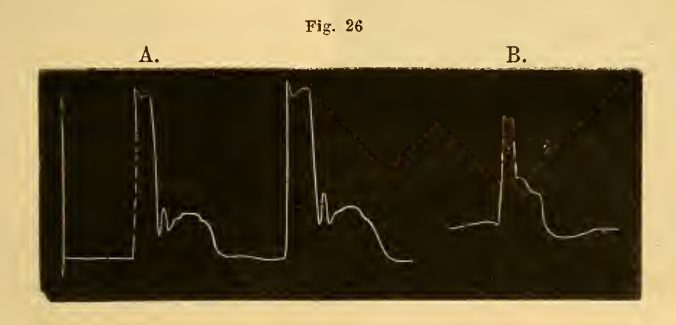


Die Curven 25 *B.*, *C.*, *D.* schliessen sich weiterhin erläuternd an *A.* an. Diese Curven sind unter gleichartigen Verhältnissen aufgenommen: bei allen Dreien war die Ausflussöffnung des elastischen Rohres bis auf $2\frac{1}{2}$ MM. im Durchmesser verengert und der Angiograph war 40 CM. von der letzteren angebracht. Dagegen war bei *B.* der Abstand der Verschlussstelle 18 CM., bei *C.* 68 CM. und bei *D.* 111 CM. von dem Sphygmographen entfernt angebracht. Die Curve *B.* zeigt nach der primären Elevation zuerst die mit 1 bezeichnete Elasticitätsschwingung, ihr schliesst sich dicht an die Rückstosselevation *S* und nach ihr ist noch die tertiäre Elevation *T* zu bemerken.

An der Curve C ist die Elasticitätselevation schon höher am absteigenden Schenkel der primären Erhebung P verzeichnet und die Rückstosswelle S tritt des grösseren Abstandes wegen später ein. Die Curve D endlich bringt im absteigenden Schenkel der der primären Elevation zuerst zwei deutliche Elasticitätselevationen 1 und 2, dann erfolgt dicht aufgeschlossen die Rückstosserhebung S und dieser folgt endlich noch eine Elasticitätsschwankung 3.

Ein sehr instructives Bild liefert weiterhin auch die folgende Figur 26. Beide Figuren A. und B. sind von einem anderen

Fig. 26



elastischen Schlauche angefertigt worden und zwar mit dem Marey'schen Sphygmographen. In A. sehen wir, wie der primären Welle zuerst eine Elasticitätsschwingung folgt und an diese schliesst sich, bevor noch der Schreibhebel die Grundlinie erreicht hat, eine grosse Rückstosswelle, auf deren Oberfläche sich eine ganze Anzahl Elasticitätselevationen verzeichnet findet. Curve B zeigt nach der primären Elevation zuerst eine Elasticitätsschwingung, welcher eine Rückstosselevation folgt.

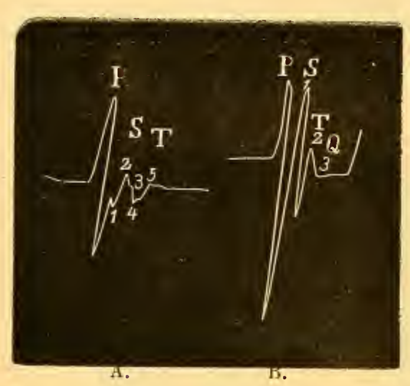
---

§. 40.

Wir müssen nunmehr noch auf einen anderen Punkt aufmerksam machen, nämlich auf die Verstärkung oder Schwächung der beiderartigen Elevationen durch einander. Wenn in einem Medium zwei Wellensysteme einander treffen, so entstehen, wenn zwei Bergwellen zusammenkommen, bedeutende Erhebungen, trifft hingegen ein Wellenberg mit einem

Wellenthal zusammen, so wird die Elevation des Berges vermindert. Ganz ähnliche Verhältnisse kommen an den elastischen Schläuchen zur Erscheinung: hier können die Rückstosselevationen und die Elasticitätselevationen sich in gleicher Weise verstärken oder abschwächen, je nachdem sie zusammenwirken oder interferiren.

Figur 27.

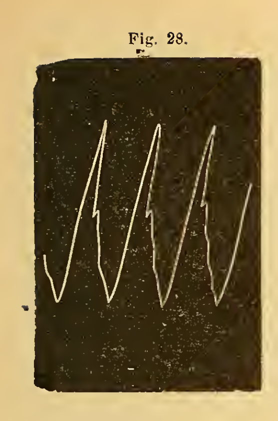


In der nebenstehenden Figur 27. sehen wir diese Verhältnisse auf das Klarste ausgeprägt. Beide Curven *A* und *B* sind an demselben Schlauche verfertigt, unter gleichem Seitendruck von 34 MM. Quecksilber, und bei demselben Lumen der Ausflussöffnung von 7 MM. Durchmesser; in beiden Fällen war weiterhin der Sphygmograph 40 CM. von der letzteren entfernt angebracht, dahingegen war bei *A* der Abstand der Verschlussstelle vom Sphygmographen 111 CM., bei *B* nur 68 CM. Der Schlauch war also bei *A* entsprechend länger als in *B*.

Wir sehen nun, wie in Curve *A* die Rückstosselevationen *S* und *T* nicht mit den Elasticitätserhebungen coincidiren (1, 2, 3, 4, 5); in *B* hingegen fällt die Rückstosselevation *S* genau zusammen mit der ersten Elasticitätserhebung 1 und ebenso die je zweite Erhebung *T* und 2, und selbst *Q* und 3. Die Folge davon ist, dass in *B* die Erhebungen relativ sehr hoch ausfallen, während in *A* die Rückstosswellen sich nur mässig erheben können.

Wir haben im Verlaufe der Auseinandersetzung gesehen, dass die Rückstosselevationen um so geringer ausfallen, je kleiner die Ausflussöffnung ist bei gleichzeitig damit verbundenem gesteigerten Seitendruck, weiterhin je weiter die Verschlussstelle vom Sphygmographen entfernt ist, und endlich je weniger beide Arten der Elevationen coincidiren. Wirken alle diese Momente zusammen, so kann es vorkommen, dass die Rückstosselevationen völlig an

Fig. 28.



der Curve verwischt werden und scheinbar nur Elasticitätserhebungen sich bemerklich machen. Aber auch selbst dann, wenn die Verschlussstelle nicht besonders weit centralwärts verlegt wird, können doch schon die zwei anderen Momente die Rückstosselevation auslöschen, wie Figur 28. zeigt.

Es ist diese Erscheinung um so wichtiger, als wir eine ähnliche auch an den Pulscurven wiederfinden werden. Man ist eben nicht im Stande, an den verzeichneten Elevationen die Rückstosswelle herauszulesen.

---

§. 41.

Wir müssen nun noch diejenigen Momente erläutern, welche entweder befördernd oder behindernd auf die Entwickelung der Elasticitätselevationen einwirken. Es muss zunächst als unbestritten gelten, dass je grösser die Elasticität der Gefässwandung überhaupt ist, um desto ergiebiger die durch dieselbe erzeugten Oscillationen sind. Gerade so verhält es sich mit den Schwingungen der elastischen Schnur, an deren Ende ein Gewichtstück, vordem unterstützt, plötzlich schweben gelassen wird. Ist die Schnur sehr elastisch, so wird der Ruhestand erst erreicht, nachdem viele und ergiebige Schwingungen stattgefunden haben; ist dagegen die Schnur nur in geringem Grade mit Elasticität begabt, so erfolgt der Ruhestand schon nach wenigen seichten Oscillationen. Das angeführte Beispiel spricht hinreichend für diesen Satz und ich übergehe es daher, an Curven dasselbe bildlich darzustellen.

Die Elasticitätselevationen erscheinen weiterhin um so höher an dem absteigenden Schenkel der primären Elevation, je weiter die Verschlussstelle von der Applikationsstelle des Sphygmographen entfernt ist. Die Betrachtung der Curven *A*; *B*, *C*, Fig. 23 p. 121., zeigt dieses auf das Unzweideutigste. Ich will schon hier darauf aufmerksam

machen, dass wir an den Arterien etwas Aehnliches finden werden: die erste Elasticitätserhebung an der Curve der Arteria pediaea erscheint nämlich unter gleichen Bedingungen höher am absteigenden Curvenschenkel, als an der Arteria radialis.

Die Elasticitätselevationen erscheinen ferner um so höher an dem absteigenden Schenkel der primären Elevation, je enger das Ausflussrohr ist, wobei zugleich der Seitendruck höher steigt. Eine Betrachtung der Curven Fig. 20 p. 116 mit Curven Fig. 23 *B* p. 121 und mit Curve Fig. 24 *B* p. 124, die alle drei unter sonst gleichen Bedingungen gezeichnet sind, überzeugt von der Richtigkeit des Gesagten. Auch hier sollen die Pulse der lebendigen Schlagader uns Aehnliches lehren.

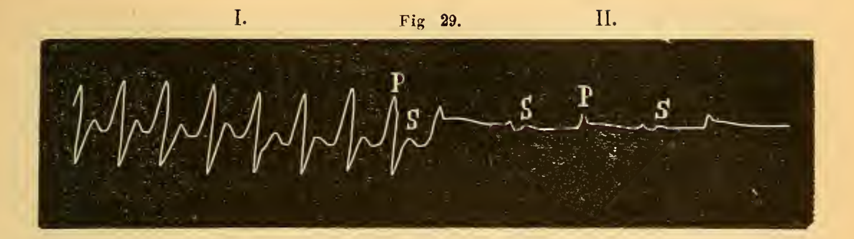
---

§. 42.

Von grossem und wichtigem Einflusse auf die Gestaltung der diastolischen Elevationen ist fernerhin der Grad der Spannung, in welcher sich die Membran des elastischen Rohres befindet. Ist zunächst die Spannung nur eine höchst minimale und schnell vorübergehende, so werden natürlich auch die aus dieser Spannung resultirenden Elasticitätserhebungen winzig sein und schnell erlöschen. Wir finden das bei Anwendung weiter Ausflussöffnungen und gleichzeitigem geringen Drucke. Wird unter diesen Verhältnissen die Wandung des elastischen Rohres nur wenig gedehnt und nur auf kurze Zeit, so folgt daraus für die Gestaltung der Elasticitätselevationen, dass dieselben einmal eine geringe Schwingungsamplitude haben müssen, weil ja die primäre Dehnung des Rohres eine so sehr geringe ist, zweitens wird bei so geringer Spannung auch die Zahl der Elasticitätsschwingungen sehr gering sein. Es muss hier gleichzeitig daran erinnert werden, dass unter diesen Verhältnissen die Rückstosselevationen relativ an Grösse zunehmen und es lässt sich wohl denken, dass durch den starken Zug einer grossen Rückstosselevation schwächliche Elasticitätsschwingungen verwischt werden.

Die folgende Figur 29 zeigt diese Verhältnisse auf das

I. Fig 29. II.



Deutlichste. Die vordere Hälfte der Curvenreihe (I) ist bei schnellem Oeffnen und Schliessen der Einflussöffnung gezeichnet, die hintere Hälfte hingegen (II) ist bei langdauernder Systole und Diastole aufgenommen. Es diente als Versuchsschlauch dasselbe elastische nicht vulkanisirte Cautschuckrohr, das Ende desselben war völlig offen, ohne eingesetzte verengte Glasröhre und es war das Zuströmen des Wassers so gering genommen (91 CM. in $\frac{1}{4}$ Minute), dass der Druck nur 6 MM. Quecksilber mass.

Die Betrachtung lehrt, dass die Elasticitätselevationen fast ganz verwischt sind, sowohl rücksichtlich ihrer Zahl als auch rücksichtlich ihrer Grösse: in der ersten Hälfte der Curvenreihe sind dieselben noch spurweise zu entdecken, in der letzteren jedoch fehlen sie vollständig. Dahingegen ist die Rückstosselevation hinreichend mächtig (S) ausgebildet. Vor Allem muss es auffallen, dass in der zweiten Hälfte der Curvenreihe, welche unter langer Dauer der Systole und Diastole aufgenommen ist, die Rückstosselevation eine solche Höhe erreicht, dass dieselbe fast bis zum Niveau der systolischen Strömung aufsteigt.

Dieser Verlust der Elasticitätselevationen verbunden mit einer bedeutenden Steigerung der Rückstosserhebung unter dem Einflusse sehr gemässigter Spannung und Füllung des Rohres sehen wir an der lebenden Schlagader in überraschender Weise auftreten in den höchsten Graden der Anämie, worüber wir die Beispiele nicht vorenthalten wollen.

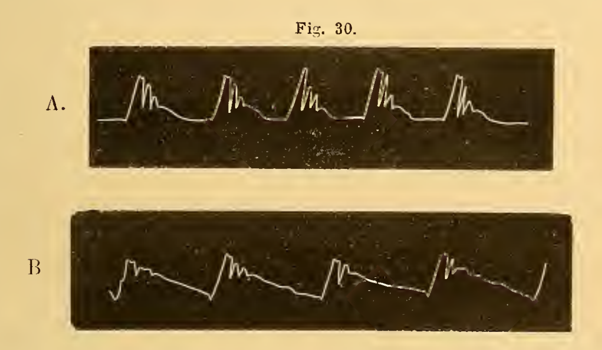
Nimmt die Spannung der Röhrenwandung zu, wie wir es am elastischen Schlauche künstlich unter Anderem dadurch hervorbringen können, dass wir die Ausflussöffnung verengern, so nehmen die Elasticitätselevationen an Zahl und an Grösse zu und die Rückstosselevation wird verhältnissmässig schwächer aus-

gebildet. Ist die Spannung der Röhrenwand dauernder und grösser und wird zugleich durch das Einströmen der Flüssigkeit das Rohr zu einer grösseren Ausdehnung erweitert, so müssen natürlich die durch die elastische Wand der Röhre hervorgebrachten Schwingungen theils zahlreicher sein, denn mit der Spannung wächst die Schwingungszahl der Vibrationen, theils müssen sie grösser sein, weil die Wände des plötzlich stark gedehnten Rohres eine grössere Schwingungsamplitude bei ihrer oscillirenden Bewegung haben. Die Rückstosselevationen nehmen unter diesen Verhältnissen an Grösse ab. Man vergleiche zum Beweise dieses Satzes die Curve Fig. 19. p. 109 mit Fig. 24. *A* p. 124, ferner Fig. 20. p. 116 mit Fig. 24. *B* p. 124 und Fig. 21. p. 117 mit Fig. 24. *C* p. 124. Alle die letzteren zum Vergleiche herangezogenen Curven zeigen deutlichere Elasticitätsschwingungen, dagegen schwächere Rückstosselevationen. Es ist eben bei dieser Gelegenheit daran zu erinnern und durch die vergleichende Betrachtung der angeführten Figuren sofort zu übersehen, dass dieselben Bedingungen, welche, wie wir sehen, die Elasticitätselevationen grösser und zahlreicher machen, auch eine Verminderung der Rückstosselevationen nach sich ziehen, welche letzteren auch somit nicht wesentlich störend auf die Entfaltung der Elasticitätsschwingungen einwirken können.

Ich möchte jenen Grad der Spannung, in welchem sowohl die Elasticitätselevationen, als auch die Rückstosserhebungen beide deutlich ausgeprägt sind, den mittleren Grad der Spannung nennen. Er lässt sich an jedem Schlauche nach einigen Versuchen rein empirisch herausfinden, während eine genaue mathematische Berechnung wohl auf Schwierigkeiten stossen dürfte. Wir finden diesen Zustand der mittleren Spannung unter normalen Verhältnissen auch an der Schlagader des Menschen vor. Steigere ich nun die Spannung im elastischen Rohre durch Verengerung des Ausflussrohres allmählich mehr und mehr, so erkennt man, dass die Rückstosselevationen nach und nach erlöschen, während die Elasticitätselevationen sich noch länger deutlicher erhalten. Letztere nehmen an Zahl zu, weil mit der zunehmenden Spannung natürlich die Schwingungszahl der Oscillationen wächst, aber sie werden endlich nach und nach auch zugleich wieder kleiner, weil das intermittirend einströmende Wasser die stark gespannte Röh-

renwandung nicht zu grossen Excursionen mehr dehnen kann. Es bleibt daher die Schwingungsamplitude eine kleine. Dabei wird der diastolische Theil der Curve immer mehr und mehr einer schiefen Ebene ähnlich, auf welcher bei noch fortgesetzter Spannung die Elasticitätsschwankungen als stets kleiner werdende Erhebungen sich markiren. Da die Diastole ferner länger dauert, so nimmt schon desshalb die Zahl der Erhebungen mit zunehmender Spannung zu. Aber noch ein zweiter Grund macht es, dass die Zahl derselben wächst, weil nämlich die stärker gespannte Röhrenwand schnellere Schwingungen vollzieht, als eine nur mässig gespannte.

Fig. 30.



Die vorstehende Figur ist sehr geeignet, diese Verhältnisse auf das Klarste zu illustriren. In beiden Curven *A* und *B* war der von uns so bezeichnete mittlere Grad der Spannung der elastischen Röhrenwand bereits überschritten, wie uns das Latentwerden der Rückstosselevationen Dieses klar macht. Die Curve *A* ist bei schwächerer, die Curve *B* bei stärkerer Spannung gezeichnet. In *A* sind die Elasticitätselevationen relativ gross, aber nicht gerade zahlreich; in *B* sind sie viel kleiner, aber der ganze absteigende Schenkel ist reichlich mit kleinen Erhabenheiten besetzt. Es sind diese Verhältnisse für die richtige Deutung mancher Pulsformen von besonderer Wichtigkeit. Es kommt nämlich vor, dass z. B. an der Art. radialis in Folge gesteigerter Spannung die Rückstosselevation schwindet, dass dagegen die Elasticitätsschwankungen an Zahl gewinnen. An Vorführung solcher Beispiele will ich es nicht fehlen lassen, sowohl aus der Sphäre des gesunden, als auch des kranken Lebens.

Rekapituliren wir nun nochmals das, was über den Einfluss der Spannung und des Ausflusses auf die Entfaltung der diastolischen Elevationen entwickelt wurde, so können wir drei Grade annehmen:

1) Geringe Spannung und reicher Ausfluss, wobei die Rückstosselevation gross, die Elasticitätselevationen hingegen klein sind und langsam auf einander folgen, ja selbst gänzlich fehlen.
2) Mittlere Spannung und mittelgrosser Ausfluss, wobei beide Elevationsarten von mittlerer Grösse sind, die Elasticitätselevationen erscheinen dabei zugleich häufiger.
3) Starke Spannung und geringer Ausfluss, wobei die Rückstosselevation wegfällt, die Elasticitätselevation wieder kleiner sind und dabei sehr schnell erfolgen, also an Zahl bedeutend zunehmen.

---

§. 43.

Ein fernerer Punkt verdient an dem diastolischen Curventheile unsere Beachtung: je kürzer die primäre Pulswelle ist, um so tiefer sinkt sofort der absteigende Curvenschenkel und die Rückstosselevation nimmt somit relativ an Deutlichkeit und Grösse zu. Ich verweise zunächst auf die Fig. 36. *A* u. *B*. p. 145. An denjenigen Curven (*a a*) dieser beiden Reihen, an welchen die primäre Welle etwas länger genommen ist, was sich namentlich daran zu erkennen gibt, dass hier beginnender Anakrotismus sich findet, geht der absteigende Curvenschenkel nach der primären Elevation nicht bis zur Grundlinie der Curven abwärts, bei denen hingegen (*b b*), welche durch eine kürzere Welle gebildet sind, sinkt der absteigende Schenkel beträchtlich tiefer. Daraus folgt, dass die Rückstosselevation im letzteren Falle prägnanter und mehr für sich isolirt zur Erscheinung kommt. Denn ganz natürlich muss der aufsteigende Schenkel der Rückstosselevation um so länger sich gestalten, je tiefer abwärts der absteigende Schenkel der primären Elevation gesunken

war. Hat man sich an Figur 36. über diese Erscheinungen unterrichtet, so wird man leicht auch an anderen Curven dasselbe bestätigt sehen. Ich nenne hier namentlich Figur 18. p. 107 u. 33 B. p. 140, in welchen theils Curven mit sehr lang dauernder, theils mit kurzer Systole verzeichnet sind. Dieses Gesetz: „Je kürzer die Welle, desto prägnanter der Nachschlag“ wird zur Interpretation des Pulsus dicrotus von grosser Bedeutung. Wir werden sehen, dass es zum Entstehen dieses letzteren unter Umständen kurzer Pulswellen, wie sie von einem accelerirten und unter dem Einflusse des Fiebers debilitirten Herzschlage producirt werden, bedarf.

---

§. 44.

Nun noch eine Beobachtung von Wichtigkeit. Lässt man durch ein starres Rohr, etwa ein Glasrohr intermittirend eine Flüssigkeit einströmen, so fliesst die Flüssigkeit aus der Endöffnung des Rohres isochron aus, und zwar in einfachem Stosse, der genau so lange dauert, als das Einströmen währt. Es fehlt jede Rückstosselevation. Wir erkennen dies einfach daran, dass — wie ich es vorhin für die elastischen Röhren als charakteristisch aufführte — jedes Nachspritzen vermisst wird. Es fehlt aber auch ganz natürlich jegliche Spur einer Elasticitätsschwankung. Kann es nun Wunder nehmen, dass man an den durch atheromatöse Prozesse rigide gewordenen Schlagadern alter Individuen, je nach dem Grade der Einbusse an Elasticität der Wandungen nun auch die Elasticitäts- und Rückstosselevationen schwinden sieht?

Ueber die Ursachen der anakroten Erhebungen an den von elastischen Röhren entnommenen Pulscurven.

§. 45.

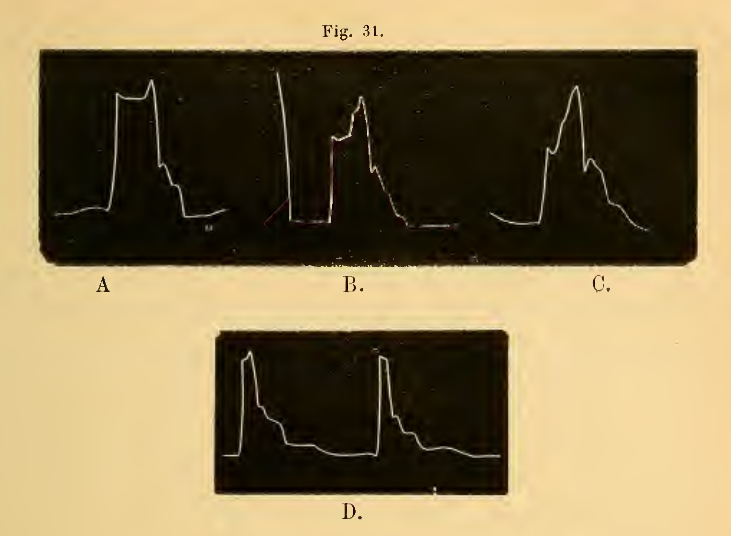
Die Erscheinungen der anakroten Erhebungen an den Pulscurven sind zuerst von mir untersucht und die physikalischen Be-

dingungen für das Zustandekommen derselben analysirt worden.*) Ich habe schon im Vorhergehenden im Allgemeinen auf das Zustandekommen dieser Elevationen hingewiesen, muss aber nunmehr genauer die Einzelheiten untersuchen, welche bei denselben in Betracht kommen. In meiner ersten Mittheilung über diesen Gegenstand habe ich die sich markirenden anakroten Elevationen als durch die Schwingungen der elastischen Röhrenwand hervorgebracht bezeichnet. Damit aber an den Curven, unter übrigens gleich bleibenden Verhältnissen, diese Erhebungen im aufsteigenden Schenkel sichtbar werden und sich bilden können, ist es durchaus nothwendig — so führte ich weiterhin aus — dass eine gewisse Zeit lang das Wasser einströmt (die positive Welle dauert), ehe wieder geschlossen wird. Schliesst man früher, so werden die Erhebungen undeutlich, und es scheint alsdann, als wäre der Gipfel der Curve zwei- oder vielspitzig. In der That aber gehören diese Gipfelzacken dem aufsteigenden Schenkel an.

Bei meinen Curven, die bei einer Dauer zwischen Oeffnen und Schliessen von $^1/_{134}$ Minute verzeichnet sind (Fig. 31. *A*, *B*, *C*), sind die Erhebungen im aufsteigenden Schenkel überall deutlich. Der zu diesen Curven benutzte Cautschuckschlauch war 109½ P. Zoll lang, sein Durchmesser im Lichten betrug 4½ MM., die Dicke seiner Wand 1 MM. Am Ende dieses Schlauches wurde der Marey'sche Sphygmograph befestigt. Als Ansatzschlauch (peripherisch) war an dem ersteren befestigt eine Röhre von 87 Zoll Länge, 4 MM. Durchmesser, 1½ MM. Wandstärke. Die Verschlussvorrichtung wurde nun wechselnd weit vom Sphygmographen entfernt angebracht. Bei einer Distanz von 8, 18, 28, 38 Zoll erscheinen die Erhebungen als Gipfelzacken, schon bei 48 Zoll Abstand der Druckstelle vom Sphygmograph erscheinen sie als Erhebungen des aufsteigenden Schenkels und werden als solche mit wachsendem Abstande stets deutlicher. Fig. 31. *B C*. Je schneller die Oeffnung

*) L. Landois, Amtlicher Bericht der Naturforscher-Versammlung in Stettin 1863. pag. 157; — Die normale Gestalt der Pulscurven. Archiv für Anatomie, Physiologie und wissenschaftliche Medizin 1864. pag. 77—93. — Anakrotie und Katakrotie der Pulscurven. Centrbl. f. d. mediz. Wissensch. 1865. No. 30. — Verhandlungen des mediz. Vereins zu Greifswald. Berliner Klin. Wochenschrift 1870. No. 8. pag. 98.

Fig. 31.



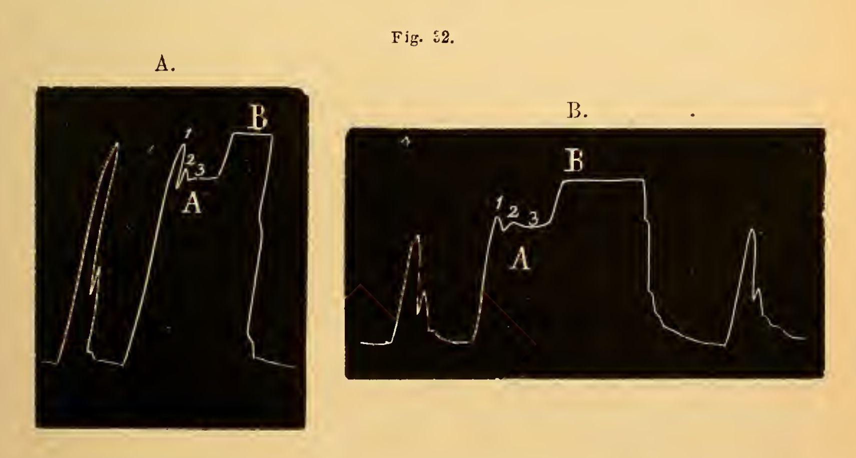
A B. C.

D.

der Schliessung folgt, um so abortiver werden diese Gebilde und so erreichte ich auf 20 Zoll Distanz und bei einer Dauer zwischen Schliessung und Oeffnung von 0,16 Sekunden zuerst einspitzige Curven an dem Kautschukschlauche. Figur 31. *D.*

Betrachten wir — um auf das Genauere einzugehen — zunächst die Curven *A* und *B* der Figur 32., an denen die anakro-

Fig. 32.



A. B.

ten Elevationen unbehindert zur Entfaltung gelangt sind, so erkennen wir unschwer, dass die hier zur Beobachtung kommen-

den Schwankungen zweierlei, wesentlich verschiedener Art sind. Einmal nämlich fallen uns die mit 1, 2, 3 bezeichneten Elevationen auf; sie verdanken den Schwingungen der elastischen Röhrenwand ihre Entstehung. Man kann dieselben daher mit Recht mit den Elasticitätselevationen im absteigenden Curvenschenkel vergleichen und ich nenne dieselben daher auch hier die Elasticitätserhebungen. Zum zweiten zeigen unsere Curven eine andere Bewegungserscheinung, die sich darin zu erkennen gibt, dass von der Spitze der primären Elevation (1) an das Niveau der Curve nicht in gleicher Ebene liegt. Wir bemerken vielmehr zuerst bei *A* einen Tiefstand und sodann bei *B* einen Hochstand der Curvenlinie. Ich nenne diese Schwankungen die Ausgleichsschwankungen. Auf die Besprechung beider Bewegungserscheinungen, der Elasticitätselevationen, sowie der Ausgleichsschwankungen will ich im Folgenden übergehen.

---

§. 46.

Die Elasticitätserhebungen treten am aufsteigenden Curvenschenkel um so eher auf, je weiter centralwärts entfernt die Verschlussstelle von der betreffenden Stelle des elastischen Rohres entfernt ist, an welchem der Sphygmograph angebracht worden ist. Die Curven *A* und *B* der Figur 32. weisen diese Verhaltnisse nach. Beide Curven sind unter gleichen Bedingungen hergestellt: das Ausflussrohr hatte 2½ MM. Durchmesser im Lichten, der Seitendruck war 66 MM. Quecksilber, bei beiden war das oben erwähnte Ansatzrohr nicht genommen. Bei *A* war hingegen der Abstand der Verschlussstelle vom Sphygmographen 68 CM., bei *B* aber 111 CM. Wir sehen nun, dass in der Curve *B* der aufsteigende Curvenschenkel um Vieles kürzer ist, als in *A*. Ganz ähnliche Verhältnisse weisen die Curven *A*, *B*, *C* der Figur 31. nach, auch hier schliessen sich die Elasticitätsschwankungen um so tiefer der primären Erhebung an, je weiter der Abstand der Verschlussstelle vom Sphygmographen genommen ist. Der Grund dieses Phänomens liegt im Folgenden: Die mit dem Oeffnen der Verschlussstelle in das elastische Rohr eingelassene Flüssigkeit bewegt

sich nicht in allen Atomen ihres Querschnittes mit gleicher Geschwindigkeit peripherisch weiter, vielmehr werden die wandständigen peripherischen Wasserschichten durch die Reibung an der Schlauchwandung retardirt. Je länger der Weg ist, den die Flüssigkeit im Rohre zu durchlaufen hat, desto länger und daher desto nachhaltiger wirkt dieser behindernde Einfluss. Es wird daher dieselbe Flüssigkeit, welche einen weiten Weg in der Röhre zu durchlaufen hat, mit geschwächterer Kraft auf die Röhrenwandung wirken, als wenn sie auf einem kurzen Wege die Redardation durch die Reibung hat erleiden müssen. Daher im ersten Falle eine hohe primäre Elevation, im zweiten eine der grösseren Entfernung entsprechende niedrigere Entfaltung.

Die Elasticitätselevationen treten weiterhin um so tiefer an der primären Erhebung auf, je enger das Ausflussrohr ist (bei gleichzeitig steigendem Seitendrucke). Wir werden daher unter sonst gleichen Verhältnissen bei einem weiten Ausflussrohre eine grosse primäre Elevation mit hochliegenden erster Elasticitätsschwankung finden, bei engen Rohre hingegen eine kleinere primäre Elevation mit tiefer liegender erster Elasticitätserhebung.

Die nachstehenden Figuren versinnlichen das Gesagte. Unter sonst ganz gleichen Verhältnissen wurde für Fig. 33. *A* ein weites, für Fig 33 *B* ein enges Ausflussrohr genommen. Nur will ich noch bemerken, dass man beide Curven unter einander nur in ihren relativen Grössenverhältnissen vergleichen soll, indem ich, um die Figur 31. *A* nicht zu gross zu produciren, meinen Angiographen mit 100 Grammes belastete und hierdurch die Exkursionen des Zeichenhebels allseitig beträchtlich mässigte. In Fig. 33. *B* nahm ich jedoch die Belastung viel geringer. Die Betrachtung der relativen Grössenverhältnisse ist aber ja diejenige, auf welche es hier allein ankommen kann.

Der Grund für die in den Curven verzeichnete Erscheinung ist unschwer zu erkennen. Wird in eine bereits mit Wasser gefüllte, mit weiter Ausflussöffnung versehene elastische Röhre plötzlich eine reichlichere Wassermenge eingelassen, so kann die letztere leicht und schnell das Inhaltswasser vor sich hertreiben, aus der Röhre verdrängen und somit eine brüske Dehnung der

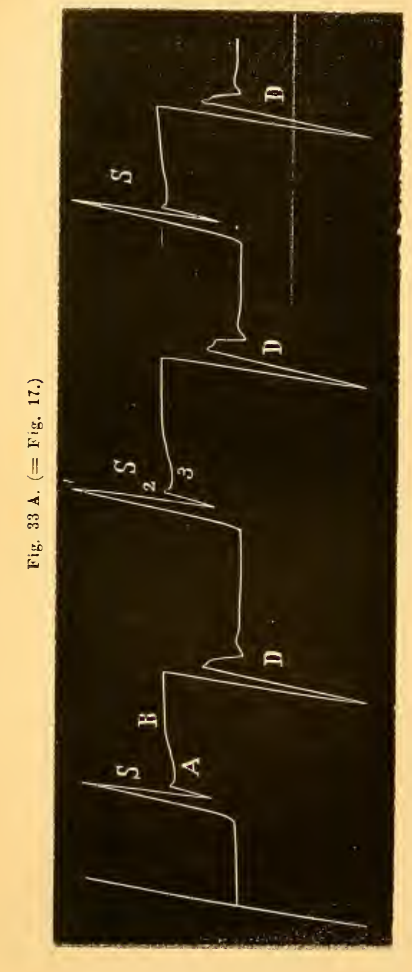
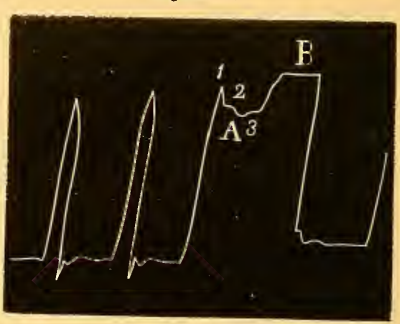


Fig. 33 A. (= Fig. 17.)

Fig. 33. B.



Gefässwandung bewirken. Ist hingegen die Ausflussöffnung von geringem Durchmesser, so kann die nun eingelassene Flüssigkeitsmenge nur allmählich zur Wirkung gelangen. Die Inhaltsflüssigkeit entweicht nur langsam vor dem neu einströmenden Wasser aus der Ausflussöffnung und es kann somit die Dehnung der Gefässwandung durch die neu eingelassenen Wasser nur in dem Maasse zunehmen, in welchem der Widerstand der ursprünglich vorhandenen Wasser weicht.

Ganz besonders deutlich zeigen diese Verhältnisse weiterhin die drei Curven der Figur 34. *A*, *B*, *C*. Alle drei sind an demselben Schlauche, bei derselben Stellung des Sphygmographen, bei derselben Entfernung der Verschlussstelle und endlich auch bei demselben Ansatzrohre angefertigt. Nur war bei *A* in das Ende des Schlauches eine Glasröhre von 5 MM. Durchmesser im Lichten gesteckt, bei *B* eine solche von 3 MM., bei *C* endlich eine von nur 1½ MM. Der Wasserdruck war in Folge der ungleichen Ausflussöffnungen auch verändert: bei *A* mass er 150 MM. Hg., bei *B* 160 MM. Hg., bei *C* sogar 188 MM. Hg.

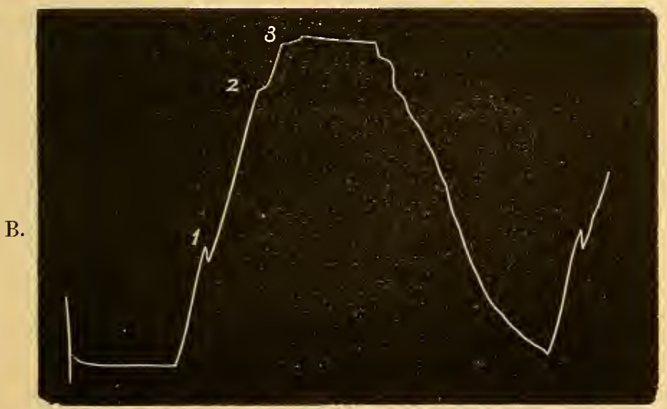
A.



Fig. 34

Es beweisen die drei Curven aber noch etwas Anderes: sie zeigen nämlich, dass mit Zunahme der Verengerung des Ausflussrohres die Steilheit sowohl des aufsteigenden als auch des absteigenden Curvenschenkels abnimmt. Es ist dies ein Gesetz, welches wir bei der Betrachtung des Pulses an der lebenden Schlagader wiederfinden werden.

B.





C.

Die Elasticitätsschwankungen sind weiterhin um so anhaltender und daher selbst um so zahlreicher, je enger das Ausflussrohr und je höher dabei der Seitendruck ist und umgekehrt. Auch hierfür gibt uns Figur 34 deutlichen Beleg. Curve *A* hat nämlich nur zwei Elasticitätsschwankungen, Curve *C* deren vier. Die Erklärung für diese Erscheinung ist meines Erachtens in Folgendem gegeben. Bei einem engen Ausflussrohre wird die Spannung der elastischen Röhrenwandung, welche durch neu einstürzende reichere Wassermassen hervorgebracht, länger anhalten, als bei weiter Ausflussöffnung. Im letzteren Falle können ja die spannenden Flüssigkeitsmengen schneller wieder abfliessen. Ist aber die Dauer der elastischen Spannung bei enger Ausflussöffnung eine längere, so wird auch für die Entfaltung der gerade auf jener Spannung beruhenden Elasticitätsschwankungen eine bessere Gelegenheit sich bieten. Die Spannung ist aber bei geringer Grösse der Ausflussöffnung zugleich auch grösser als bei grosser Oeffnung. Daraus folgt, dass in einer gleichen Zeit im ersteren Falle mehr Elasticitätselevationen sich zeigen müssen, als im letzteren. Denn die Schwingungszahlen gespannter elastischer Membranen wachsen mit zunehmender Spannung.

---

§. 47.

Ausser den Elasticitätselevationen zeigen unsere Curven aber noch eine zweite Bewegungserscheinung: Die Ausgleichsschwankungen. (Figur 32. p. 137 in beiden Curven *A* und *B*). Diese letzteren bestehen darin, dass das Niveau der Curve nach der ersten Erhebung des Schreibhebels stets anfangs tiefer liegt (bei *A*) und erst später in eine horizontale höhere Lage übergeht. Diese entspricht der Dehnung des Rohres, welche durch den Druck der gleichmässig durchströmenden Flüssigkeit bewirkt wird. —

Die Ausgleichsschwankungen stehen in enger Beziehung zu den Elasticitätsschwankungen: sind die Elasticitätsschwankungen

bedeutend, so sind es in gleicher Weise die Ausgleichsschwankungen, sind umgekehrt jene schwach entwickelt, so erkennt man dasselbe auch an diesen. Dieselben Verhältnisse also, welche wir vorhin als befördernd oder hinderlich für das Auftreten der Elasticitätsschwankungen erkannten, sind es auch, welche in gleicher Weise hier als wirksam gekannt werden müssen.

Die Ausgleichsschwankungen sind um so bedeutender, je enger das Ausflussrohr ist. Man vergleiche Figur 33 *A* und 33 *B* mit einander und man wird sich von der Richtigkeit sofort überzeugen. Während sich in Figur 33. *A* die bei weitem Ausflussrohr dargestellt ist, die Schwankungen nur unbedeutend zu erkennen geben (bei *A*), indem der Zeichenhebel aus einer nur wenig gesenkten Lage in das obere horizontale Niveau (bei *B*) übergeht, treten uns in Figur 33. *B*, welche bei engem Ausflussrohre, jedoch unter sonst gleichen Verhältnissen verzeichnet ist, die Ausgleichsschwankungen bei *A* und *B* viel bedeutender entgegen. Dasselbe zeigen in überzeugendster Weise auch die Curven *A*, *B* und *C* der Figur 34.

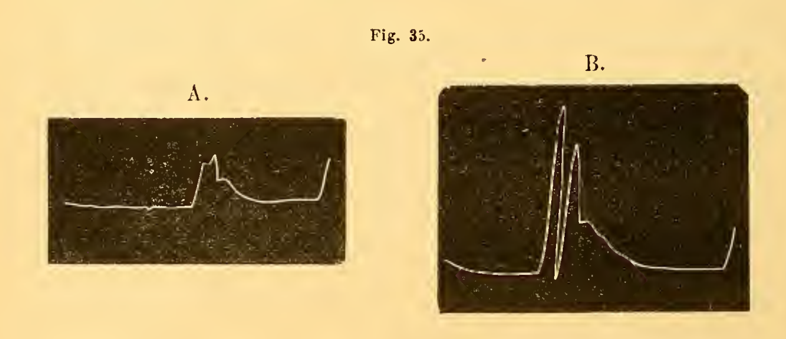
---

§. 48.

Einen ganz besonderen Einfluss auf das Zustandekommen der anakroten Erhebungen hat der Grad der Elasticität der Röhrenwandung. Ich habe in dieser Richtung hin Versuche angestellt an Röhren, welche ungleich in ihrer Elasticität waren. Zum Vergleiche dienten zwei Cautschuckschläuche: der eine weniger dehnbar bestand aus sogenanntem vulkanisirtem Gummi, er war ziemlich rigide, grauweiss von Farbe. Die Länge desselben betrug 2 Meter 66 CM., seine Wand war 2 MM. dick, sein Lumen endlich mass 8 MM. im Lichten. Der andere, bedeutend dehnbarere Schlauch bestand aus schwarzbraunem nicht vulkanisirten Cautschuck; er war 2 Meter 55 CM. lang, seine Wand hatte eine Stärke von $1\frac{1}{3}$ MM., sein Lumen zeigte 10 MM. im Lichten. Beide Schläuche wurden nun unter sonst gleichen Verhältnissen

auf ihre Bewegungen untersucht: der Wasserdruck war bei den Versuchen an beiden Schläuchen derselbe = 150 MM. Quecksilber, der Sphygmograph war ziemlich am Ende des Schlauches jedesmal angebracht, so nämlich, dass die Einflussstelle 2 und $\frac{1}{2}$ Meter von demselben entfernt abgemessen wurde. An beide Schläuche wurde endlich auch ganz dasselbe Ansatzrohr befestigt mit einem Lumen von 5 MM., einer Wanddicke von $1\frac{1}{2}$ MM. und von einer Länge von 3 Meter. Der Angiograph endlich war bei beiden Versuchen gleich belastet, nämlich mit 50 Grammes.

Fig. 35.



Die Ergebnisse des sphygmographischen Versuches zeigen uns zunächst die Curven *A* und *B* der vorstehenden Figur 35. Beide Curven wurden so erzielt, dass die Dauer des Einströmens des Wassers genau nach den Schlägen eines Metronoms auf $^1/_{170}$ Minute abgemessen wurde. Die Curve *A* ist von dem weniger dehnbaren Gummischlauche, die Curve *B* von dem dehnbareren Cautschuckschlauch entnommen. Ein einziger Blick auf die beiden Curven zeigt den grossen Unterschied derselben in Bezug auf den Anakrotismus: die Curve *B* zeigt keine Spur einer anakroten Erhebung, wogegen die Curve *A* dieselbe deutlich verzeichnet. Der Grund für die Erscheinung, dass unter sonst gleichen Bedingungen starrere Schläuche eher anakrote Erhebungen zeigen, liegt in Folgenden. Das starrere Rohr kann von der durchpassirenden Welle nur mit Mühe gedehnt werden, während das elastische leicht dem Drucke derselben nachgiebt. Das starre Rohr wird offenbar nur weniger weit gedehnt durch denselben Druck, als das nachgiebi-

gere. Dies zeigt allein schon die Grösse der beiden Curven *A* und *B*. Wenn nun aber das starre Rohr weniger gedehnt werden kann, so dauert das Durchlaufen einer gleichgrossen Wassermasse durch das starre Rohr offenbar länger, als durch das gedehntere, weitere elastische Rohr. Von der Zeit der Dehnung hängt aber sehr das Auftreten des Anakrotismus ab: je länger dieselbe für das Durchströmen gegeben ist, desto nachhaltiger die anakroten Erhebungen und umgekehrt.

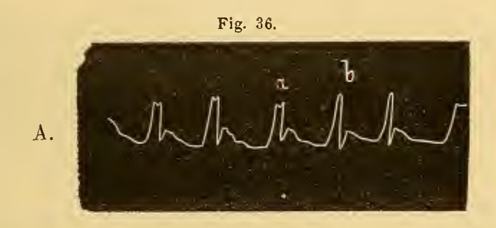
---

§. 49.

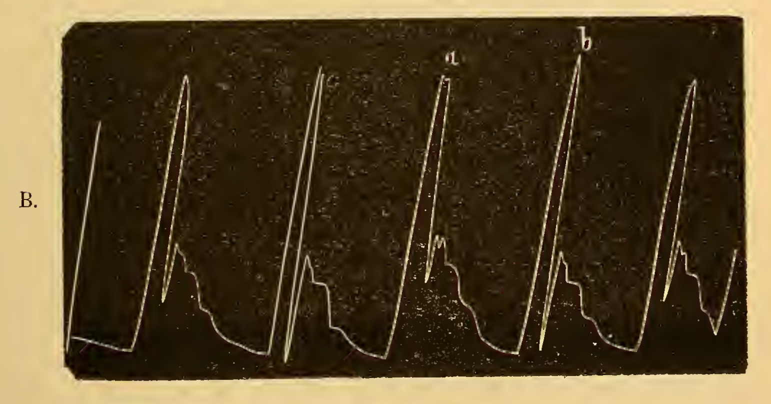
Die nachstehende Figur 36. zeigt eine Modifikation desselben Versuches.

Fig. 36.

A.



B.



Auch hier ist die Curve *A* von demselben starreren Schlauche entnommen, die Curve *B* von dem beschriebenen elastischeren Rohre. Ich wählte nun in beiden Fällen bei der Aufnahme der sphygmographischen Curven eine Zeitdauer für das Einströmen

des Wassers, welche gerade noch kurz genug war, um Curven ohne anakrote Erhebungen zu verzeichnen. Vergleicht man nun die beiden Curvenreihen *A* und *B* mit einander und bedenkt man, dass das Täfelchen sich in beiden Fällen mit gleichmässiger und gleich grosser Geschwindigkeit an dem Schreibhebel fortbewegt, so erkennt man sofort, dass zum Verzeichnen der Curven ohne Anakrotismus am starren Schlauche eine viel kürzere Zeit genommen werden muss, als an dem elastischeren. Vergleicht man nämlich den Abstand des aufsteigenden und des absteigenden Schenkels der primären Elevation in beiden Curven, so erkennt man sofort, dass dieser in der Curvenreihe *A* fast nur halb so klein ist, als in *B*. Die Abstände verhalten sich ja aber bekannter Weise wie die Zeiten.

Die durch die vorhin beschriebenen Experimente bewiesene Thatsache, dass wenig elastische Röhren unter sonst gleichen Verhältnissen eher den Anakrotismus bieten, als elastischere, ist für die Erklärung einer Erscheinung von der grössten Bedeutung. Wir sehen nämlich bei alten Leuten, bei denen in Folge atheromatöser Prozesse die Arterienwandungen viel von ihrer Elasticität eingebüsst haben, fast ganz durchgehend die Pulscurven mit stark entwickelten Anakrotismus. Doch darüber später.

---

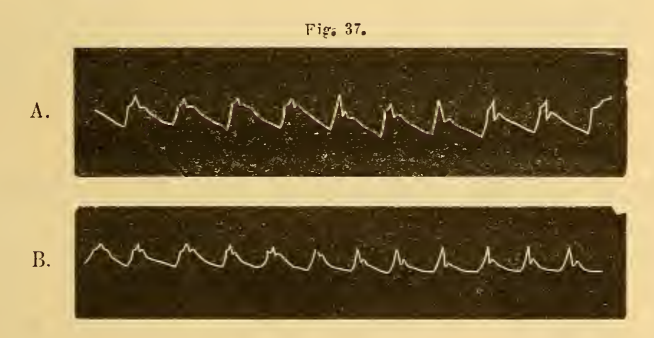
§. 50.

In ganz ähnlicher Weise, wie ein geringerer Grad von Elasticität das Auftreten anakroter Erhebungen befördert, ebenso begünstigt eine grössere Spannung im Innern des Rohres dasselbe. Ist die Spannung im Rohre grösser, um so gedehnter muss die Wandung desselben sein. Dasselbe kann aber alsdann durch eine neu eindringende Welle weniger leicht noch mehr ausgedehnt worden, als wenn die Wände sich im Zustande geringerer Spannung befinden. Ein stark gespanntes Rohr verhält sich eben ähnlich einem geringer elastisch-dehnbaren. Daher kommt es denn, dass in Röhren, in denen die Flüssigkeit unter hohem Drucke steht, eine Welle eher anakrote Erhebungen machen muss, als in einer minder gespannten.

Auch dieser Fall findet seine vollkommene Bestätigung beim Menschen beim Morbus Brightii in dem Stadium, in welchem die Niere bereits nur mühsam und unvollständig Wasser ausscheiden kann und ausserdem Hypertrophie des linken Ventrikels in Ausbildung gekommen ist. Ich komme auf diese interessanten Verhältnisse genauer zurück.

Wirken die beiden Momente zusammen, welche wir für die Entstehung des Anakrotismus als begünstigend wirkend ermittelt haben, nämlich eine geringe Elasticität der Schlauchwandungen und höhere Spannung im Rohre zusammen, so tritt der Anakrotismus sogar schon dann deutlich hervor, wenn selbst die Einströmungszeit der Flüssigkeit nur äusserst gering bemessen ist.

Fig. 37.



Die vorstehende Figur 37. erläutert dieses: Beide Curvenreihen *A* und *B* sind unter diesen vorbenannten Bedingungen registrirt worden: es diente nämlich dazu das relativ gering elastische vulkanisirte Rohr und ausserdem war der Seitendruck durch Einsetzung einer nur $1\frac{1}{2}$ MM. im Lichten messenden Ausflussröhre gesteigert worden. Der Druck in dem das Wasser liefernden Standgefässes war bei *A* geringer, bei *B* hatte ich ihn absichtlich gesteigert. Es mass der Seitendruck in der elastischen Röhre bei *A* 52 MM. Quecksilber, bei *B* (in Folge des höheren Wasserstandes in dem Speisungsreservoir) jedoch 94 MM. Quecksilber beim einfachen Durchströmen.

Ein Blick auf beide Curvenreihen zeigt uns nun sofort die grosse Neigung zum Anakrotismus, selbst bei kurzen Systolen. Namentlich war aber bei *B* diese Neigung so gross, dass ich

kaum im Stande war, die absperrende Messingleiste so schnell zu lichten und wieder niederzudrücken, dass **nicht** anakrote Curven verzeichnet wurden.

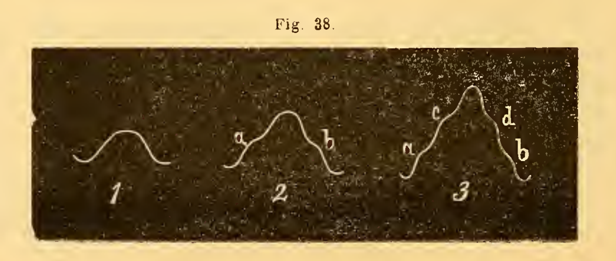
Geringe Elasticität und Behinderung des Abflusses aus den Röhren — diese beiden Momente — finden wir sie nicht so oft bei Greisen mit atheromatösen Schlagadern? — So erklärt ein einfacher physikalischer Versuch eine auf den ersten Blick schwer zu deutende Eigenthümlichkeit.

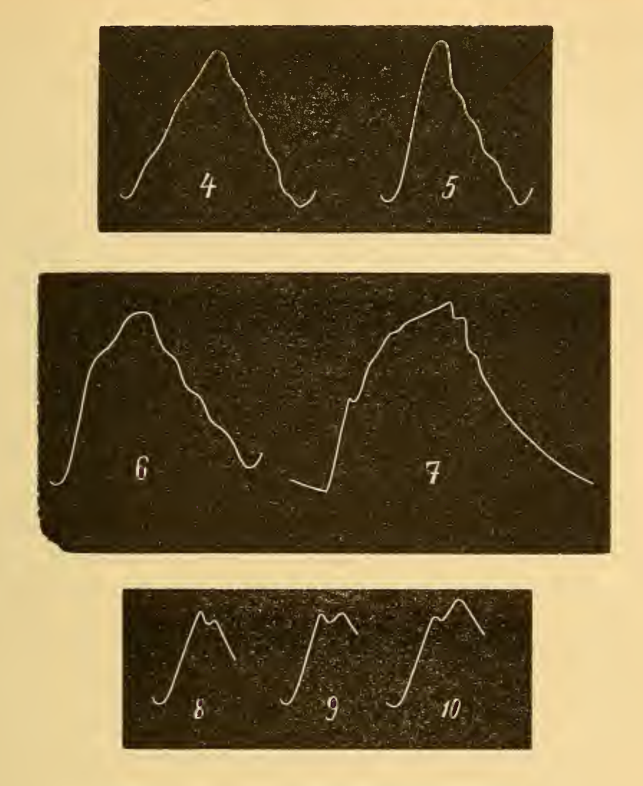
Ueber das Verhältniss des aufsteigenden und des absteigenden Curvenschenkels zu einander; — anakrote und katakrote Curven; — Pseudo-Anakrotismus.

§. 51.

Wir haben gesehen, dass, wenn durch eine gewisse Menge eintretender Flüssigkeit ein elastisches Rohr ausgedehnt wird, die Wandungen des Rohres unter Oscillationen in den Zustand der Dehnung übergehen und gleichfalls unter Oscillationen aus der Dehnung wieder in den Zustand der Ruhe zurückkehren. Von der Rückstosselevation nehmen wir hier vorläufig völlig Abstand. Denken wir uns, die Flüssigkeit ströme in der Weise ein, dass dieselbe mit gleichmässiger Druckzunahme und mit gleichmässiger Geschwindigkeit das elastische Rohr dehne und sodann ebenso mit gleichmässiger Druckabnahme mit ihrem Wellenzuge sich weiter bewege, so würden wir offenbar Curven erhalten, wie Fig. 38. 2 u. 3.

Fig. 38.





Im aufsteigenden, wie im absteigenden Schenkel finden sich dort gleich grosse und gleich schnell auf einander folgende Elasticitätsschwankungen: $a = b$, $c = d$. Ist die einströmende Flüssigkeitsmasse sehr gering, so dass die erregte Welle nur klein und kurz ist, so wird die Curve die Gestalt von 1. besitzen: aufsteigender und absteigender Curvenschenkel sind beide gleichmässig geformt, ohne Elasticitätsschwankungen unterbrochen.

Allein Curven von solch' gleichmässiger Bildung wie 1, 2, 3, müssen wir wohl als rein ideale bezeichnen, da es nur schwer gelingen dürfte, die Druck- und Geschwindigkeitsverhältnisse der in die elastische Röhre einströmenden Flüssigkeit so exakt abzuwägen, dass vom Ruhezustande bis zum Maximum und ferner vom Maximum wiederum zum Ruhezustande zurück dieselben genau gleich wären. Man würde dies am besten in folgender Weise erreichen. Eine elastische, mit Wasser gefüllte Röhre steht an dem

einen Ende mit einem Wasserbehälter in Verbindung, das entgegengesetzte offene Ende ist so hoch erhoben, dass es in demselben Niveau mit dem Wasser in dem Wasserbehälter steht.

Wird nun der Wasserbehälter plötzlich gehoben und sodann in gleicher Geschwindigkeit wieder gesenkt, so werden Curven verzeichnet, welche den in 2 und 3 gegebenen ähnlich sein dürften. An den Schlagadern und in den zu unseren analogen Versuchen dienenden elastischen Röhren findet eine solche Gleichmässigkeit jedoch nicht statt. Vielmehr erfolgt das Einströmen viel rapider, mit viel schnellerer Drucksteigerung, als das Ausströmen. Daraus folgt, dass in dem aufsteigenden Theile der an diesen Röhren verzeichneten Curven weniger Elasticitätsschwankungen sich zeigen, als am absteigenden Die Zahl der Elasticitätsschwankungen im elastischen Rohre hängt im Allgemeinen ab von der Spannung der elastischen Haut, von dem Elasticitätsmodul derselben und von der Zeit der Dehnung des Rohres. Erfolgt nun die Dehnung des Rohres so schnell, dass die elastische Röhrenwand erst eine oder zwei Oscillationen gemacht hat, so werden wir nur ebensoviele im aufsteigenden Schenkel der Curve verzeichnet finden, alle übrigen befinden sich im absteigenden Schenkel. So zeigen es die Curven 4 und 5.*) Wegen der grösseren Schnelligkeit in der Führung des Zeichenhebels sind natürlich die Elevationen im aufsteigenden Curvenschenkel viel gestreckter, als im absteigenden. Ein Beispiel mag uns die Sache klarer machen.

Gesetzt, die Zeitdauer der Ausdehnung des Rohres vom ersten Beginne bis zur endlichen Ruhe betrage 1 Sekunde, es vollführe ferner die elastische Haut der Röhre entsprechend der Spannung und dem Elasticitätsmodul 10 Oscillationen in dieser Zeit, gesetzt ferner, die Zeit für die Dehnung des Rohres betrage $0,_2$ Sekunden, die für die Zusammenziehung $0,_8$ Sekunden, so würden wir im aufsteigenden Curvenschenkel 2, im absteigenden 8 Elasticitätselevationen verzeichnet finden. Bei diesem Calcul ist ein Moment ausser Acht gelassen, nämlich dass die Oscillationen mit zunehmender Spannung etwas schneller werden und mit abnehmender wieder langsamer erfolgen. Bei den Schlagadern des Körpers

---

*) Siehe z. B. Figur 24. pag. 124.

möchte dieser Umstand ohne Belang sein, denn hier ist die Druckzunahme und Abnahme in der Zeit einer einzelnen Elasticitätsschwankung der Pulscurve gegenüber dem mittleren Blutdrucke äusserst gering. Unsere Mittel reichen wenigstens bis jetzt nicht aus, zu erkennen, dass die dem Curvengipfel näher liegenden, also unter höherem Drucke verzeichneten Elasticitätselevationen schneller erfolgen, als die unteren des absteigenden Schenkels.

Bei der normalen Pulscurve nun geht die systolische Dehnung so schnell vor sich, dass in deren Bereich nur eine Elasticitätsschwankung fällt, während alle anderen dem absteigenden Schenkel angehören. Die normale Pulscurve ist also — abgesehen von der Rückstosselevation — ähnlich der Curve 5. Der aufsteigende Schenkel aller normalen Curven hat stets eine langgezogene S-förmige Gestalt. Dieser Umstand ist, ebenso wie seine Begründung bis dahin übersehen worden. Er konnte um so leichter übersehen werden, als diese Gestalt bei der Bogenführung des Marey'schen Instrumentes sich nur schwer von der unveränderten Bogenlinie unterscheiden lässt.

Die normale Pulscurve ist katakrot, wie ich es bezeichnet habe, weil die deutlicher hervortretenden Elevationen dem absteigenden Curvenschenkel angehören.

Ich habe bereits genauer auseinandergesetzt, dass allerdings Fälle vorkommen können, in denen im aufsteigenden Curvenschenkel Elasticitätsschwankungen sich zeigen. Ganz allgemein ausgedrückt, wird dies allemal dann stattfinden, wenn die Zeit, innerhalb welcher das elastische Rohr den höchsten Grad der Ausdehnung erfährt, länger ist als die Schwingungszahl der gespannten elastischen Röhrenwandung. Alle Momente also, welche die Zeit bis zur maximalen Ausdehnung verlängern, oder die Schwingungszahl der gespannten elastischen Wand vergrössern, werden im Stande sein, anakrote Elevationen zu bewirken. (6 u. 7.) Die Grösse der Zeit aber, innerhalb welcher das elastische Rohr den höchsten Grad der Ausdehnung erfährt, hängt ab von der Stärke des Druckes, mit welcher die Flüssigkeitsmenge in das elastische Rohr hinein-

geworfen wird. Das sind die Momente, von denen das Auftreten der anakroten Elevationen abhängig sein kann.

Es gibt aber nun noch Fälle, in denen anakrote Elevationen an den Curven zur Entwickelung kommen, lediglich in Folge des Druckes, welchen das registrirende Instrument auf die Schlagader ausübt. Solche Curven will ich als speudo-anakrote bezeichnen.

Hier ein Beispiel. Denken wir uns, der Druck, mit welchem eine Flüssigkeitsmenge in ein elastisches Rohr hineingetrieben wird, ist so gross, dass schon in der Zeit der ersten Elasticitätsschwankung das Maximum der Dehnung gewonnen wird. Aber das Maximum wird doch erst erreicht ganz kurz vor dem Beginne der zweiten Oscillation.

Wirkt nun von Aussen her dem Drucke der einströmenden Flüssigkeit ein Gegendruck entgegen, der den ersteren abschwächt, so kann es leicht kommen, dass der so geschwächte Druck erst bei der zweiten oder gar dritten Elasticitätsschwankung das Maximum der Dehnung bewirkt. Solche Fälle kommen bei menschlichen Pulsen gar nicht selten vor und es bedarf hier der sorgfältigsten Abwägung der zulässigen Belastung des Instrumentes, will man sich vor Pseudoanakrotismus hüten.

Es entstehen dann aus Curvengipfeln, wie in Figur 38, 8, solche wie in 9 oder 10. Ja man erhält dann in einer und derselben Curvenreihe neben den getreuen Bildern wie 8 plötzlich solche wie 9 und 10, sobald nur in Folge etwas vermehrter Widerstände von Seiten des Schreibhebels ein gesteigerter Gegendruck gegen die Arterienwand geleistet wird.

Die sorgfältige Verhütung solcher Fälschungen und die richtige Deutung der hier in Betracht kommenden Verhältnisse gehört nicht zu den leichten Aufgaben der Sphygmologie. In den Arbeiten und Büchern über die Pulse ist in dieser Beziehung viel Verkehrtes enthalten.

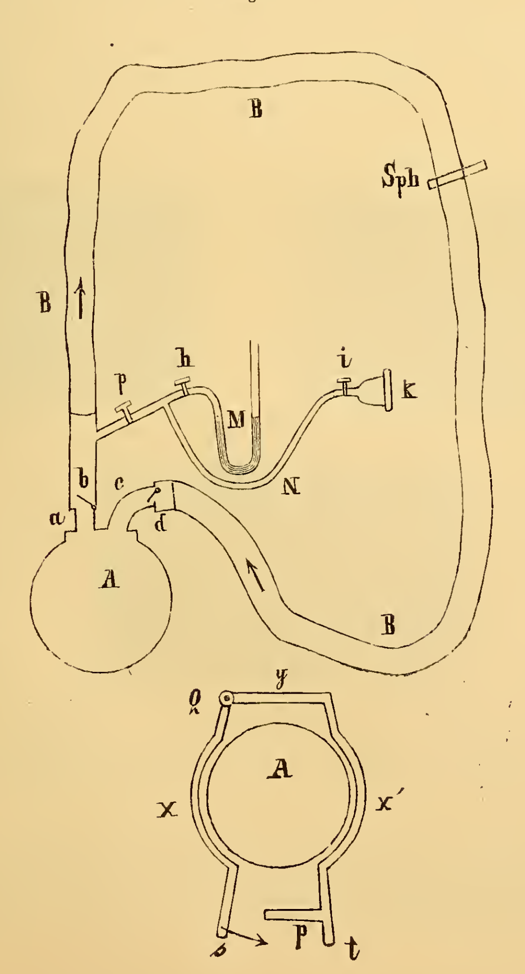
II.

Untersuchungen über die Pulsbewegungen an elastischen Röhren an einem Cirkulationsapparate.

§. 52.

Ich habe, um meinen Arbeiten nach dieser Richtung hin Vollständigkeit angedeihen zu lassen, am elastischen Cautschuckrohre noch eine zweite Versuchsreihe angestellt, welche sich schon mehr den Kreislaufsverhältnissen nähert. Ich stellte nämlich einen wirklichen Kreislauf her.

Fig 39.



Vorstehender Apparat wurde hierzu hergerichtet.*) *A* ist eine birnförmige dickwandige Cautschuckflasche, auf deren Hals ein messingenes Schlussstück aufgekittet ist, welches zwei Röhren *a* und *c* durchlässt. Die Röhre *a* trägt ein metallenes Klappenventil *b*, welches nach Aussen offen schlägt. Von dem offenen Ende der Röhre *a* geht ununterbrochen der elastische Cautschuckschlauch *B B B* aus. Derselbe ist 3 Meter lang, $1\frac{1}{2}$ MM. sind seine Wände dick, 6 MM. misst sein Lumen im Lichten, er ist nicht vulkanisirt. Dicht vor dem Anfangstheil des Schlauches communicirt mit dem Rohr-Innern ein Quecksilber-Manometer *M*, welches durch den Hahn *h* jedoch beliebig abgesperrt werden kann. Das Ende des elastischen Schlauches *B B B* steht mit der zweiten in den Cautschuckballon mündenden Röhre *c* in Verbindung Letztere enthält ein zweites metallenes Klappenventil *d*, welches gegen den Ballon hin offen schlägt. Der ganze Apparat wird mit destillirtem Wasser gefüllt. Es ist sofort einleuchtend, dass wenn man durch Compression den Gummiballon verkleinert und denselben sich alsdann wieder ausdehnen lässt, das Wasser im Apparat in der Richtung der Pfeile cirkuliren muss. Damit nun der Cautschuckballon bei jeder Compression eine gleiche Menge Wasser in das Rohr *B B B* abgebe, wurde ein besonderer Quetscher construirt.

Figur 39 *Q.* zeigt denselben in seiner Lage zum Gummiballon; er besteht aus zwei in ihrer Mitte, der Wölbung des Ballons entsprechend, ausgehöhlten Brettern *X X'*, welche ein Querstück *y* so verbindet, dass letzteres mit X ein Charniergelenk bildet, mit *X'* jedoch fest verbunden ist. An dem entgegengesetzten Ende trägt das Brett *X'* den Fortsatz *p*, der gegen *X* gerichtet ist. Es ist einleuchtend, dass wenn ich die Enden der beiden Bretter *X* und *X'*, nämlich *s* und *t* einander nähere, dass dadurch der Gummiballon comprimirt und sein Inhaltswasser in den elastischen Schlauch entleert wird. Wird *s* stets bis an *p* hinanbewegt, so wird die Menge des ausströmenden Wassers bei den

---

*) Es wurden zur Herstellung des Apparates im Wesentlichen die Hauptbestandtheile des von Budge (siehe dessen grösseres Lehrbuch der Physiologie) construirten Cirkulationsschemas genommen.

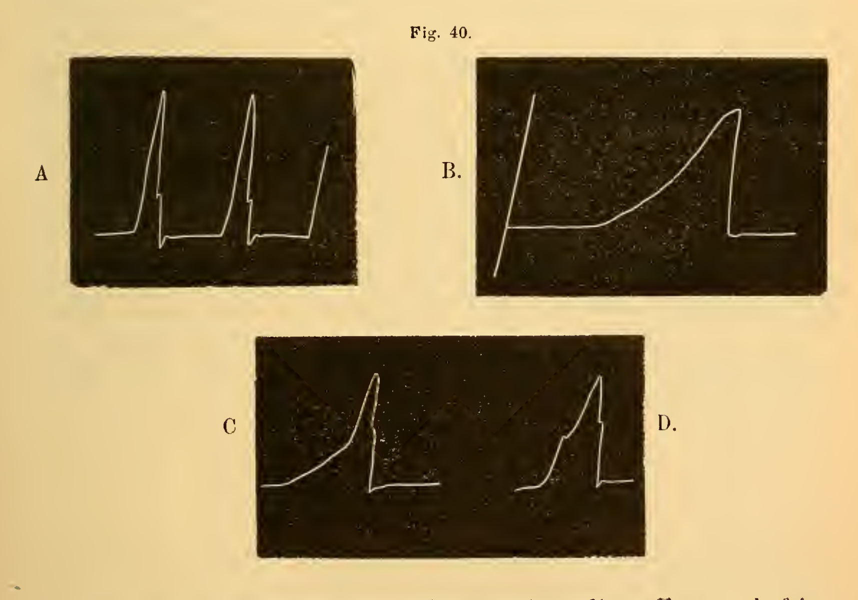
verschiedenen Zusammenpressungen sich gleich bleiben. Diese Menge beträgt 20 CCM. — In der Mitte des elastischen Cautschuckschlauches bei *Sph* war mein Angiograph applicirt belastet mit 50 Grammes.

---

§. 53.

Ich richtete nun zunächst mein Augenmerk darauf, wie sich die Form des aufsteigenden Curvenschenkels gestalten würde, wenn der Ballon entweder langsam, oder schnell, oder endlich mit ungleicher Geschwindigkeit comprimirt würde.

Fig. 40.



Die vorstehende Figur wird uns über diese Fragen befriedigenden Aufschluss gewähren können. Bei Herstellung der Curve *A* wurde der Quetscher schnell und kräftig zusammengedrückt, worauf der Ballon sich sofort wieder vermöge seiner Elasticität und durch das einströmende Wasser ausdehnte. In Folge dieser schnellen Compression sehen wir den aufsteigenden Curvenschen-

kel ziemlich senkrecht ansteigen, ganz ähnlich, wie wir es bei so vielen Curven im Vorhergehenden erkennen können. Das Quecksilber-Manometer, welches bei Unthätigkeit des Cirkulationsapparates auf Null steht, zeigt bei einer schnellen Compression eine Steigerung bis auf 86 MM.

Die Curve *B* ist auf die Weise dargestellt, dass der Gummiballon ganz allmählich mit Hülfe des Quetschers comprimirt wurde. Der aufsteigende Curvenschenkel zeigt in Folge dessen eine sehr schräge Ansteigung. Das Quecksilber im Manometer stieg bei diesem Versuche bis auf 94 MM. Die Elasticitätselevationen fehlen.

Die Curve *C* stellte ich in der Weise dar, dass ich den Ballon zuerst sehr langsam, von dem Zustande der halben Compression an jedoch sehr brüsk zusammenquetschte. Die Curve selbst legt für diese Bewegungsart unzweifelhaftes Zeugniss ab: — Ist nicht die untere Hälfte des aufsteigenden Curvenschenkels ähnlich wie in *B* und die obere nicht ähnlich wie in *A*? Und wenn nun diese Curve überzeugend die Art der Compression des Gummiballons wiedergibt, so wird man ein Gleiches endlich auch von der Curve *D* behaupten müssen, welche ich in der Weise darstellte, dass ich den Quetscher anfangs schnell, gegen das Ende hin aber ganz allmählich zusammendrückte.

Es ist einleuchtend, dass das Herz, welches mit jeder Systole sein Blut aus den Ventrikeln entleert, in ganz gleicher Weise einen entschiedenen Einfluss haben muss auf die Gestaltung des aufsteigenden Curvenschenkels, je nachdem die Contraction schnell, oder langsam oder unregelmässig erfolgt.

Eine zweite Frage, die ich mir vorlegen musste, war die: wie gestaltet sich die Form des aufsteigenden Curvenschenkels und des Curvengipfels, wenn der Gummiballon, nachdem er brüsk zusammengedrückt wurde, verschieden lange Zeit in dieser Contractionsphase verharrte?

Auch hier schliesse ich zweckmässig die Erörterung an ein aufgezeichnetes Resultat der Figur 41.

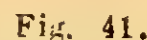
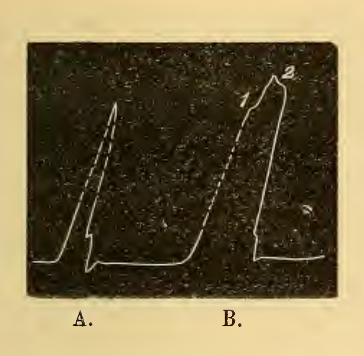
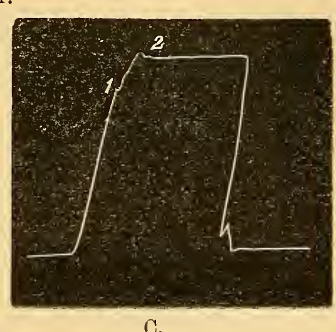


Fig. 41.





A. B. C.

Die Curve *A* ist in der Weise gewonnen, dass der Gummiballon, sobald er zusammen gedrückt war, sofort wieder der Ausdehnung überlassen wurde. Die Folge davon ist, dass der Curvenzipfel die Gestalt einer einfachen Spitze darbietet. Bei Anfertigung der Curve *B* wurde der Quetscher nach der schnellen Compression eine Zeit lang geschlossen gehalten, noch längere Zeit bei Darstellung der Curve *C*. Verbleibt nun aber der Ballon längere Zeit in der Compression, so ist es einleuchtend, dass während dieses Zustandes kein Wasser wieder in denselben zurückfliessen kann. Das Wasser im elastischen Cautschuckrohre, welches bei Darstellung von *A* nur einen Moment dem höchsten Drucke ausgesetzt war, befindet sich in unserem jetzigen Falle so lange unter dem verstärktem Drucke, als die Compression anhält. Da, wie gesagt, das Wasser während letzterer nicht zurückfliessen kann, so findet nun im elastischen Rohre ein Hin- und Herschwanken der primären Welle statt, welches in Form von Gipfelzacken (von 1 bis 2) an den Curven zur Erscheinung kommt. Ist die Welle erloschen, so bleibt das Rohr dauernd gedehnt, da das vom Ballon eingetriebene Wasser sich nun in der Röhre in Ruhelage befindet, und der Sphygmograph zeichnet dem entsprechend eine horizontale Linie in einem hohen Niveau. In Bezug auf die Gipfelzacken will ich noch erwähnen, dass der höchste Punkt derselben eine verschiedene Lage haben kann: das hängt ab von dem Abstande des Sphygmographen von der Einflussstelle (vom Ballon) und von der Grösse der Ausflussöffnung des elastischen Rohres gegen die venöse Klappe hin. Ist der Sphygmograph dicht an derselben ange-

bracht und die Ausflussöffnung gross, so haben die Gipfelzacken sofort bei ihrem Beginn ihre höchste Elevation, die sich alsdann der primären Erhebung sofort anschliesst, ist der Abstand des Sphygmographen vom Ballon grösser, so liegt der höchste Punkt der Gipfelschwankung weiter entfernt. Im Grossen und Ganzen ist dieser Punkt nicht von Bedeutung; für uns ist das Resultat im Ganzen genommen wichtig, da es uns lehrt, dass an unserem einfachen Kreislaufsschema eine dauernde Contraction des Gummiballons die Entstehung von Gipfelzacken zur Folge hat. Mit den lebendigen Kreislaufsverhältnissen hat dieser Versuch jedoch kaum Berührungspunkte.

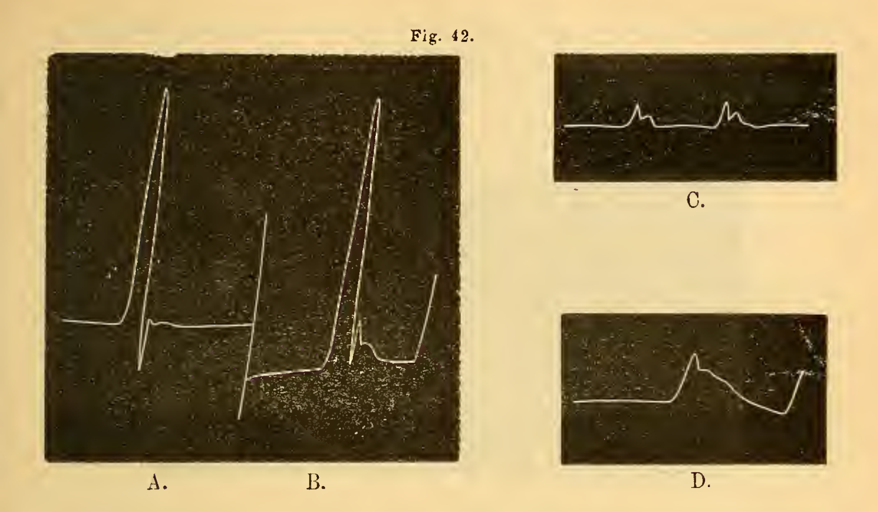
---

§. 55.

Es kam mir nun darauf an, Curven zu verzeichnen bei gesteigertem Drucke innerhalb des Cirkulationsapparates und dieselben mit solchen zu vergleichen, welche bei geringem Drucke angefertigt worden waren. Bis dahin war innerhalb meines Apparates nur soviel Wasser, dass derselbe gerade eben gefüllt war; der Druck war daher im Ruhezustande = 0. Um den Druck zu steigern, spritzte ich durch die Canüle (*k*) (siehe Figur 39.) in den communicirenden Schlauch *N* und von da bei geöffneten Hahn *p* mit einer Spritze Wasser ein, bis die Spannung von 0 bis auf 150 MM. Quecksilber stieg. Dann wurden alle Hähne (*i*, *h*, *p*) abgesperrt; im Uebrigen wurde an dem Apparate Nichts verändert.

Die Curven *A* und *B* sind so aufgenommen, dass *A* bei einem intravasculären Druck von 150 MM. Quecksilber, *B* hingegen bei 0 MM. Druck verzeichnet wurde. Der Unterschied bei beiden Curven ist sofort ersichtlich: bei gesteigertem Drucke (*A*) fällt der absteigende Curvenschenkel tief abwärts, tiefer sogar als der Fusspunkt des aufsteigenden Schenkels belegen ist. Fällt aber nach der primären Elevation der absteigende Schenkel tief, so folgt daraus, dass der gesammte Nachschlag der Curve sich gesonderter von der primären Elevation abheben muss. In der Curve *B*, die ohne gesteigerten Druck gezeichnet wurde, fällt die

Fig. 42.



A. B. C. D.

Descensionslinie nur bis zur Grundlinie der Curve. Dass ferner bei höherem Drucke das Gesammtniveau der Curve höher liegen muss, als bei geringerem Drucke ist einleuchtend und durch einen einzigen Blick auf *A* und *B* zu ersehen. Unter ganz ähnlichen Verhältnissen wie *A* und *B* sind auch *C* und *D* verzeichnet, nur war hier die Druckdifferenz eine andere und der Angiograph war etwas stärker belastet. Aber auch hier die Analogie: in *C* sinkt die Descensionslinie viel tiefer (bis zur Mitte der Curvenhöhe), als in *D* (nur bis zum mittleren Drittel) und der Nachschlag ist dadurch in *C* deutlicher, als in *D*. Ausserdem lehren alle 4 Curven, dass bei starken intravasculärem Drucke die Curven im Ganzen kleiner werden, als bei geringem: *D* ist höher als *C*; auch *B* ist höher als *A*.

---

§. 56.

Wesentlich anders gestalten sich die Curven, wenn der Druck innerhalb des Schlauches dadurch gesteigert wird, dass der Schlauch an dem Theile, welcher dem venösen Ventile *d* nahe liegt, durch eine Klammer nach und nach verengt wird. Der Versuch wird

dann ähnlich jenem am elastischen Rohre, (welches periodisch von Wasser aus einem Druckgefäss durchflossen wird), an dem ich die Ausflussöffnung verkleinerte. §. 38. pag. 120.

Fig. 43.

Vorstehende Figur 43 gibt uns das Bild solcher Curven. 20 Decimeter hinter dem Sphygmographen (nach der venösen Klappe *d* zu) war eine Klemme an dem elastischen Schlauche angebracht, die von Curve 1 bis nach 5 allemal ein wenig mehr zugepresst wurde. Als Curve ohne Klemmendruck mag vor 1 noch die Curve *B* der vorhergehenden Figur 42. gesetzt werden. Bei Curve 1 war der Druck der Klemme nur gering, er stieg beständig bis zu Curve 5. Der Einfluss des behinderten Abflusses bei gleichzeitiger Druckzunahme im Rohre ist auf das Schönste an allen Curven zu ersehen. Zuerst wird in Folge des erhöhten Druckes das Niveau der ganzen Curvenreihe stetig höher. Sodann werden zweitens die Curven selbst nach und nach niedriger. Der absteigende Curvenschenkel wird von Curve 1 — 5 stets schräger. Die Elasticitätselevationen (nur solche zeigen alle Curven) werdnn von 1 bis 4 deutlicher und grösser; die so sehr hohe Spannung bei 5 vermindert ihre Deutlichkeit. (Ganz ähnliche Verhältnisse habe ich bereits Oben erörtert). Endlich sehen wir, dass die Zahl der Elasticitätsschwingungen von 1 bis 5 zunimmt, weil natürlich mit zunehmender Spannung des elastischen Rohres die Schwingungszahl ansteigen muss.

Wir haben am gesunden menschlichen Körper fortwährend ein Beispiel vor Augen, dass in den elastischen Röhren des Cirku-

lationsapparates des Körpers abwechselnd der Druck steigt, verbunden mit Verminderung des Abflusses zum Cirkulationscentrum hin, und abwechselnd wieder sinkt bei reicherem Abflusse. Dieses bedingen die Respirationsphasen: jede Exspiration steigert den arteriellen Druck und vermindert den venösen Abfluss; jede Inspiration vermindert den arteriellen Druck und befördert den venösen Abfluss. Hierüber an einer anderen Stelle.

Auch an diesen Versuchen am Cirkulationsapparate zeigte es sich, dass mit der Verengerung der Ausflussöffnung die anakroten Erhebungen früher und zugleich häufiger auftraten. Ich habe hierüber schon Oben Mittheilungen gemacht (pag. 139) und die da gegebenen Deductionen können auch hier mit Recht recapitulirt werden.

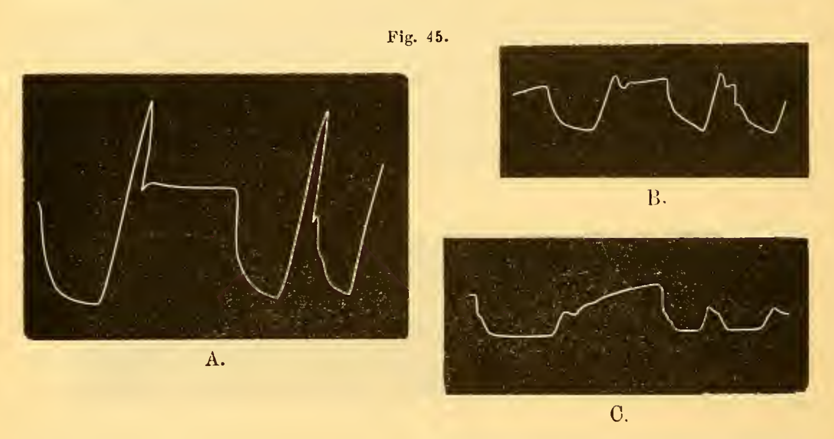
Fig. 44.

Die vorstehende Figur 44. gibt uns überdies sofort directen Aufschluss. Dieselbe ist an unserem Cirkulationsschema verfertigt, so zwar, dass auf dem 3 Meter langen Schlauche in der Mitte der Sphygmograph applicirt war, während 1 Meter hinter ihm das Lumen des Schlauches so sehr verengt war, dass derselbe bis auf eine sehr geringe Oeffnung geschlossen war. Wir müssen diese Figur vergleichen mit Curve *A* der Fig. 40 p. 155 oder 41. *A*. Bei letzteren war die Ausflussöffnung nicht stenosirt. Der Unterschied in dem aufsteigenden Schenkel beider Curven ist klar. An jener Curve Figur 44., welche von dem Schlauche mit stenosirter Ausflussöffnung entnommen ist, steigt die aufsteigende Linie schräg und mit anakroten Elevationen ausgestattet empor, an der anderen, Figur 40. *A* oder 41. *A* hingegen, welche ohne Verengerung der Ausflussöffnung verzeichnet wurde, sehen wir die Ascensionslinie steil und bis zum Gipfel ohne Unterbrechung sich erheben.

§. 57.

Es schien mir noch ein Punkt der Beobachtung werth zu sein, nämlich die Lösung der Frage: Wie gestalten sich die Pulscurven, wenn zwischen dem Cirkulationscentrum (dem Gummiballon) und der Applikationsstelle des Angiographen eine Stenosirung des elastischen Schlauches statt hat?

Fig. 45.



A. B. C.

Die vorstehende Figur 45 wird uns hierüber Aufschluss geben. An unserem Cirkulationsschema mit seiner 3 Meter langen elastischen Röhre war der Angiograph 5 Decimeter vor dessen Mitte angebracht; 15 Decimeter vor dem Angiographen konnte durch eine Klemmschraube der Schlauch beliebig verengt werden. Die erste Curvenreihe *A* wurde ohne Stenosirung angefertigt: in der ersten Curve erfolgte die Zusammenpressung des Ballons schnell und derselbe wurde noch eine Zeit lang comprimirt erhalten, in der zweiten erfolgte nach derselben sofort die Erschlaffung. Wir sehen hier den aufssteigenden Schenkel hoch erhoben, der Zustand der Compression wird durch eine horizontale ausgedrückt. Bei Darstellung von *B* war der Schlauch zur Hälfte verengert. Die Folge davon zeigt sich darin, dass der aufsteigende Schenkel nur kurz und das Niveau der Curve während der Contraction ein ansteigendes ist. In einem noch höheren Grade zeigt dies die Curve *C*, bei deren Darstellung der Schlauch bis

auf $^1/_3$ seines Lumens comprimirt war. Es folgt also hieraus, dass bei Stenosirung der elastischen Röhre (vor der Applikationsstelle des Sphygmographen) die Curve in dem hinter der Stenose belegenen Theile des Schlauches dermassen verändert wird, dass der aufsteigende Schenkel mit dem Grade der Verengerung verkürzt wird und dass der Curvengipfel ein ansteigend schräger wird, dessen Schrägheit um so mehr wächst, je hochgradiger die Stanose ist.

Diese Verhältnisse sind von Wichtigkeit, sie geben uns Aufschluss über die Pulscurven bei Stenosen der lebenden Schlagadern, worüber im Folgenden das Nähere mitgetheilt werden soll.

---

§. 58.

Schliesslich will ich noch die folgenden Bemerkungen über die Form der Pulscurven im Allgemeinen machen mit Berücksichtigung des Umstandes, ob die Flüssigkeitsmenge mit einem Male schnell, oder ob sie ganz allmählich in das elastische Rohr eingetrieben wird.

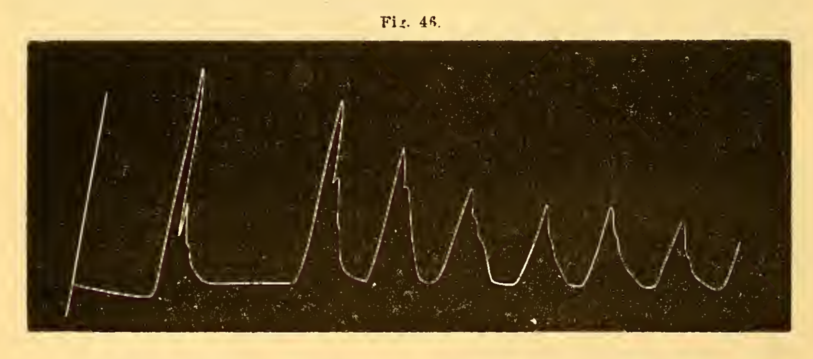
An unserem Cirkulationsapparate wird durch die Compression des Gummiballons allemal eine ungefähr gleich grosse Menge Wassers (20 CCM.) in die Cautschuckröhre eingetrieben. Dieses Quantum kann nun entweder in einer möglichst klein bemessenen Zeiteinheit eingepumpt werden, oder aber innerhalb einer längeren Dauer. Ist die Zeit kurz, so muss die Dehnung der Röhre eine beträchtliche sein, ist die Dauer hingegen lang bemessen, so wird die Ausdehnung des Rohres eine nur geringe zu sein brauchen. Ja für den Fall, dass die Compression des Ballons so langsam vor sich geht, dass durch das arterielle Ventil nicht mehr Wasser tritt als auch durch den Querschnitt des ungedehnten Rohres ohne Druckerhöhung fliessen kann, wird das elastische Rohr gar keine Dehnung erfahren, es wird gar keine Pulscurve entstehen.

An unseren Curven wird der Grad der Dehnung des elastischen Rohres natürlich bemessen an der Höhe der Curven: je höher der Curvengipfel liegt, um so stärker ist die Dehnung des

Rohres und umgekehrt. Das Maass für die Zeit gibt die Grundlinie der Curven als Abscisse. Je grösser der Zwischenraum zwischen dem Fusspunkt des aufsteigenden und dem des absteigenden Curvenschenkels ist, um so längere Zeit hat die Flüssigkeit zum Durchströmen durch die elastische Röhre gebraucht.

Curven mit hohen Ordinaten und kurzen Abscissen beweisen uns also, dass die eingepresste Flüssigkeit schnell durch die Röhre befördert ist, Curven mit niedrigen Ordinaten und langen Abscissen hingegen deuten auf ein allmähliches Durchströmen.

Fig. 46.



Die vorstehende Figur 46 gibt uns eine ganze Scale von Curven, die alle durch das Hindurchgehen einer und derselben Flüssigkeitsmenge durch das elastische Rohr aber bei ungleichen Zeiten verzeichnet sind. Die höchsten sind der Zeit nach die kürzesten, die niedrigsten sind der Zeit nach die längsten. Selbstverständlich hätte diese Skale noch beliebig vermehrt werden können.

Zwei Ursachen gibt es, welche es bedingen können, dass das Quantum Flüssigkeit nur langsam durch das elastische Rohr hindurch bewegt wird. Entweder nämlich liegt die Ursache in der Verminderung der Schnelligkeit, mit welcher der Gummiballon zusammengedrückt wird, sie ist also, wenn ich so sagen darf, centralen Ursprunges. Oder aber der Grund liegt darin, dass sich der einströmenden Flüssigkeit Hindernisse im Rohre selbst entgegenstellen, welche die Flüssigkeit in ihrem Fortströmen retardiren.

Die besprochenen Verhältnisse sind für die richtige Deutung der Erscheinungen an den von der lebendigen Schlagader entnommenen Curven von der allergrössten Bedeutung und wir haben uns hier stets die Frage vorzuwerfen: liegt die Ursache der hier in Betracht gezogenen Form der Curve im Herzen oder in den Widerständen innerhalb des Gebietes der verzweigten Adern. Ich komme auf diese Verhältnisse zurück.

Die Wellenbewegungen in verzweigten elastischen Röhren.

§. 59.

Wir haben bis dahin den Rückstosselevationen und den Elasticitätsschwingungen, wie sie durch die Wellenbewegungen im elastischen Rohre erzeugt werden, nur unter der ganz bestimmten Bedingung unsere Aufmerksamkeit gewidmet, dass die Röhre von ihrem Anfange bis zu ihrem Ende eine einfache nicht unterbrochene Bahn darbietet. Bei den Schlagadern unseres Körpers sind die Verhältnisse bekanntlich durchaus nicht der Art, vielmehr gehen von dem Hauptrohre viele Nebenröhren starken Calibers ab, in welche sich die im Anfangstheile der Aorta erregten Wellen fortpflanzen. Es lag daher die Frage nicht zu fern: wie gestalten sich die Elevationen an ähnlich verzweigten elastischen Schläuchen? Ist es möglich, dass die Bewegungserscheinungen in einem Aste der Bahn Einfluss haben können auf die in einem anderen Zweige? Können sie Störungen und Abweichungen hervorrufen?

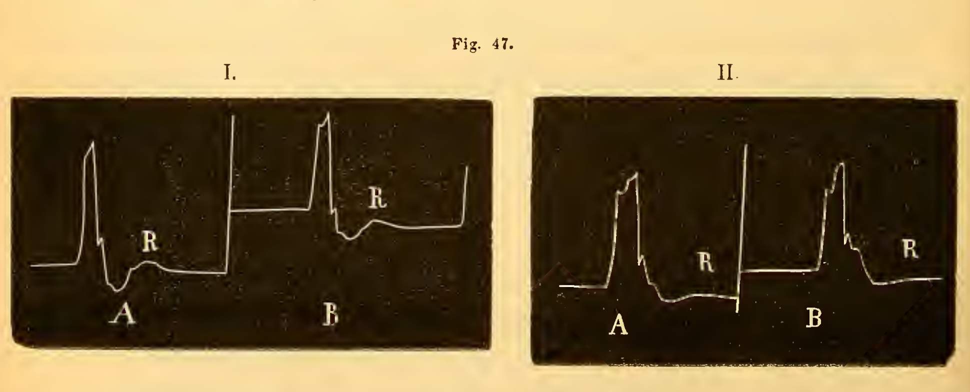
Diese Fragen mussten gelöst werden, um einen Rückschluss auf die ähnlichen Verhältnisse der vielverzweigten elastischen Arterienbahnen zuzulassen. Ich will im Folgenden meine Versuche selbst beschreiben und durch die gewonnenen Curven illustriren.

Ein 150 Centimeter langer, elastischer, nicht vulkanisirter Cautschuckschlauch, dessen Durchmesser im Lichten 9 MM., dessen Wandstärke 2 MM. bemaass, wurde mit seinem einen Ende durch eine passende Vorrichtung mit dem Wasserreservoir in Verbindung gesetzt.

In das entgegengesetzte Ende band ich ein kurzes sich gabelig theilendes Metallrohr, dessen Stamm 9 MM. Durchmesser im Lichten hatte, dessen sich theilende beiden Aeste 6 MM. und 5 MM. maassen. An den ersteren schloss ich einen 3 Meter langen elastischen Cautschuckschlauch, der 8 MM. im Lichten Durchmesser und $1\frac{1}{2}$ MM. Wanddicke besass, an den letzteren hingegen einen ähnlichen, jedoch nur von 2 Meter Länge, $6\frac{1}{2}$ MM. Durchmesser im Lichten und $1\frac{1}{2}$ MM. Wanddicke. An ihrem Ende wurden diese beiden Röhren durch eine ähnliche Metallgabel, wie an ihrem Anfange, wieder vereinigt, so dass das durch beide Röhren fliessende Wasser schliesslich wieder in einer und derselben Röhre Ausfluss hatte. Letztere Ausflussöffnung konnte beliebig verengt und erweitert werden.

Ich schloss nun zuerst, nachdem das Röhrensystem mit Wasser angefüllt war, durch Anlegung zweier Klemmpincetten an den beiden Enden des kürzeren Schlauches, diesen selbst von der Communikation mit dem grösseren und längeren Rohre aus und verzeichnete nun mit meinem Instrumente die Curven. Natürlich mussten sich letztere gerade so verhalten, als wären sie am ungetheilten Schlauche aufgenommen, denn es war ja vorläufig der Nebenschlauch ausgeschlossen.

Fig. 47.



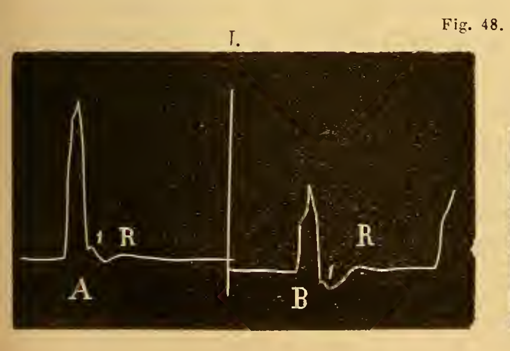
Die Curve A der vorstehenden Figur 47 I. ist an dem langen Schlauche in besagter Weise verzeichnet bei weiter Ausflussöffnung, die Curve A in II. hingegen bei engerer Ausflussöffnung. In beiden Curven sind die Elasticitätserhebungen im absteigenden Cur-

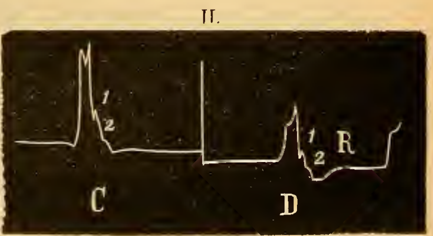
venschenkel deutlich sichtbar und ebenso markirt sich die Rückstosselevation R, die in I. grösser ist, als in II. Unmittelbar nachdem A verzeichnet war, wurde durch Wegnahme der beiden Klemmpincetten auch der Weg durch den engeren und kürzeren Nebenschlauch freigegeben. Die Ausflussöffnung blieb jedoch unverändert. Nun wurde die Curve B gezeichnet. Das Niveau stieg in beiden Fällen; der Einfluss aber, den die Freigebung der Passage in dem kürzeren und engeren Nebenschlauche ausübt auf die Gestalt der ursprünglichen Curve A I. und A II. ist ein sehr geringfügiger in unserem Bilde. Die Rückstosselevation R wird zwar abgeschwächt, die Gestalt der Curve überhaupt aber und die Elasticitätselevationen sind kaum modificirt.

Eben dieselben Röhren, welche bei dem vorhin beschriebenen Versuche gedient hatten, wurden auch für den folgenden in Anwendung gezogen. Es wurde jedoch nun der Angiograph an das kleinere und dünnere Rohr angelegt und nachdem alsdann nach sorgfältiger Ausschaltung der grossen Röhre mittelst der zwei Klemmpincetten eine Curve am Schlauche gewonnen war, wurde auch das grosse Rohr freigegeben, so dass der Wasserstrom und die erregten Wellen in beide Röhren hinein freien Eintritt hatten.

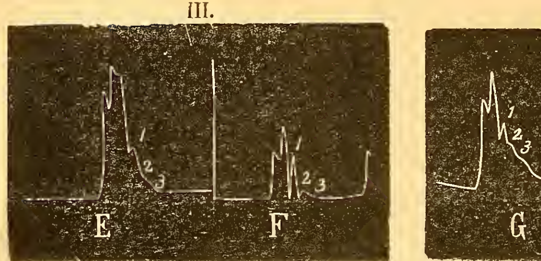
In der nachstehenden Figur 48 sind die Curven A, C, E, G am kurzen und engen Rohre mit Ausschaltung des längeren und dickeren verzeichnet worden. Hierbei war bei A. das Endausflussrohr weit, bei C. etwas verengt, noch mehr bei E. und am stärksten bei G. Die nebenstehenden Curven B., D., F., H. sind, und zwar eine jede nach Anfertigung der zugehöri-

Fig. 48.

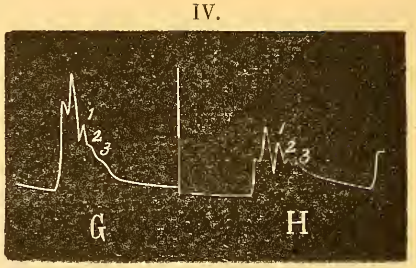




III.



IV.



gen Curven A., C., E., G. angefertigt worden, nur war allemal das grosse Nebenrohr vorher geöffnet worden.

Betrachten wir nun der Reihe nach die nebeneinander stehenden Curven, so wird sich der Einfluss klar stellen lassen, welchen das geöffnete Seitenrohr auf die Wellenbewegung im kürzeren und engeren elastischen Rohre hervorbringt.

Die Curve *A* ist an dem isolirten kurzen und dünnen Schlauche aufgenommen bei relativ weiter Ausflussöffnung. Sie zeigt im absteigenden Schenkel nahe dem Fusspunkte eine Elasticitätselevation (1), dahinter eine sehr niedrige Rückstosserhebung (*R*). Nachdem nun, um die Curve *B* anzufertigen, das grössere Nebenrohr geöffnet wurde, ohne dass die Ausflussöffnung verändert wurde, zeigt die Curve deutliche Veränderungen. Zunächst liegt das Niveau der Curve *B* niedriger als bei *A*. Es hat dies darin seinen Grund, dass der intravasculäre Druck natürlich sinken muss, wenn eine weite collaterale Röhre geöffnet wird. Wir sehen diese Erscheinung daher auch ähnlich in den Curven D., F., H. Wir erkennen ferner sofort, dass die Curve B. kleiner, niedriger ist, als A. Auch hierfür ergibt sich leicht der Grund, darin nämlich, dass natürlich eine gewisse, gleich grosse Menge Wasser eine Röhre stärker dehnt, wenn sie in diese allein getrieben wird, als wenn ein Theil derselben durch eine grössere Collaterale abläuft. Daher denn auch dieselbe Erscheinung in D., F., H. Dann endlich erkennen wir als besonders wichtig, dass in B. eine grosse Rückstosselevation (*R*) sich zeigt, die in A. vermisst wird. Diese ist ganz offenbar von Seiten der grösseren Nebenröhre in das kleinere Rohr übertragen. denn sie gleicht durchaus der analogen Elevation in Curve A. der vorhergehenden Figur 47. Die in dem längeren und dickeren Rohre erzeugte Rückstosselevation läuft nach erfolg-

tem Anpralle gegen die Verschlussstelle peripherisch sowohl in die grosse Röhre selbst, als auch in die kleinere und erzeugt somit in derselben die bezeichnete Rückstosselevation.

Betrachten wir nunmehr die Curve D mit C., so ist hier ein ähnliches Verhältniss, wie zwischen B. und A. Bei Anfertigung der Curven C. und D. war die Ausflussöffnung ein wenig enger geworden, als vordem bei A. und B. Die Curve D. liegt in einem tieferen Niveau, als C., sie selbst ist niedriger als jene; der Grund hierfür ist bereits entwickelt.

Beachtungswerth ist besonders, dass in D. wieder, gerade wie in B., die von Seiten der grösseren Collaterale gebildete Rückstosselevation auftritt (*R*). Allein letztere ist niedriger, als in B., und dies ist uns sofort verständlich, wenn wir uns jener Versuche (p. 121) erinnern, die uns lehrten, dass mit fortschreitender Verengerung der Ausflussöffnung die Rückstosselevationen überhaupt abgeschwächt werden. Die beiden Elasticitätsschwankungen der Curve D, nämlich 1 und 2, sind ähnlich wie in C. erhalten geblieben, nur sind sie im Ganzen etwas grösser.

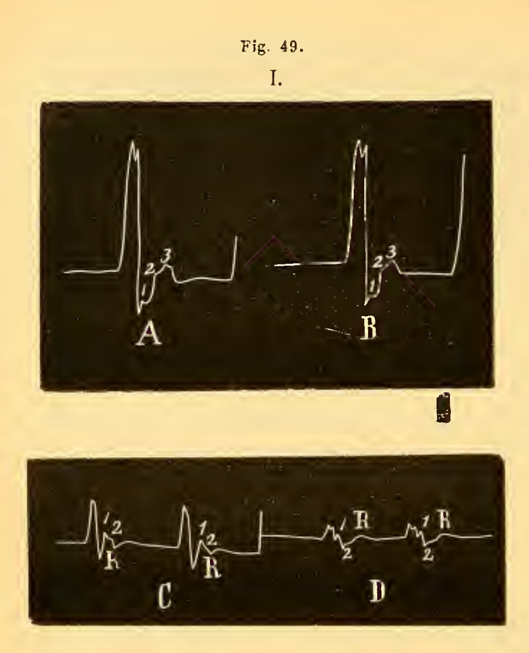
Die Interpretation der Curven III. E., F., sowie IV. G., H., ergibt sich aus dem Obigen in leichter Weise. Es wird uns namentlich in F. und H. nicht auffallen, dass hier die Rückstosselevation vermisst wird, denn die Ausflussöffnung war in III. und IV. so sehr verengt, dass diese Elevationen nicht mehr zur Entfaltung kommen konnten Die Elasticitätselevationen in F. und H. sind grösser, als in den entsprechenden E. und G., an Zahl jedoch nicht verschieden

Aus der Betrachtung der Curven der vorstehenden Figuren ergibt sich als hauptsächlichstes Resultat Folgendes.

Durch die Oeffnung eines weiteren und längeren Collateralrohres können in einem engeren und kürzeren Rohre die Rückstosselevationen des ersteren unter den für die Entstehung derselben günstigen Bedingungen mitgetheilt werden. Lässt die Verengerung des Ausflussrohres, sowie die damit verbundene Steigerung des Druckes keine Rückstosselevationen mehr entstehen, so können die Elasticitätselevationen an Grösse zunehmen.

Fig. 49.

I.



II.

§. 60.

Der folgende Versuch II. soll uns den Einfluss der Eröffnung der collateralen Röhren noch weiterhin in's Klare setzen. Für den nun zu beschreibenden Versuch wurden zwei elastische Röhren zur Verbindung der dichotomischen Metallröhren benutzt, von denen die eine 1 Meter 70 CM. lang war, einen Durchmesser von 8 MM. im Lichten hatte, bei einer Wandstärke von $1\frac{1}{2}$ MM.; die andere Röhre war nur 60 CM. lang, $6\frac{1}{2}$ MM. durchmass ihr Lumen und $1\frac{1}{2}$ MM. war ihre Wand stark. Beide Schläuche bestanden aus demselben Cautschuckmaterial.

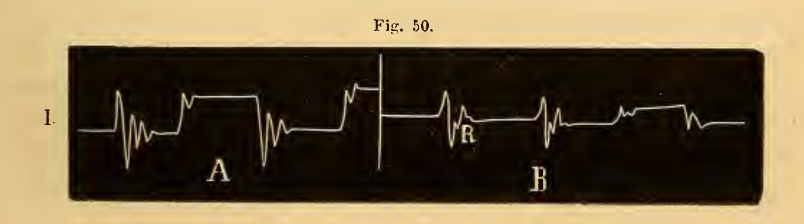
Bei Anfertigung der Curven *A* und *B* in I. war der Sphygmograph an dem längeren und dickeren Schlauche angebracht ungefähr in der Mitte desselben. Während *A* verzeichnet wurde, war der kürzere und dünnere Collateralschlauch ausgeschaltet, bei *B* war er geöffnet worden. Das Bild belehrt uns auch hier, dass eine kleine Collateralröhre zwar die Rückstosselevation in einer grösseren etwas abschwächen kann, dass er aber sowohl auf die Gestalt der Curve im Allgemeinen, sowie auf die Elasticitätselevationen keinen nachhaltigen Einfluss ausüben kann.

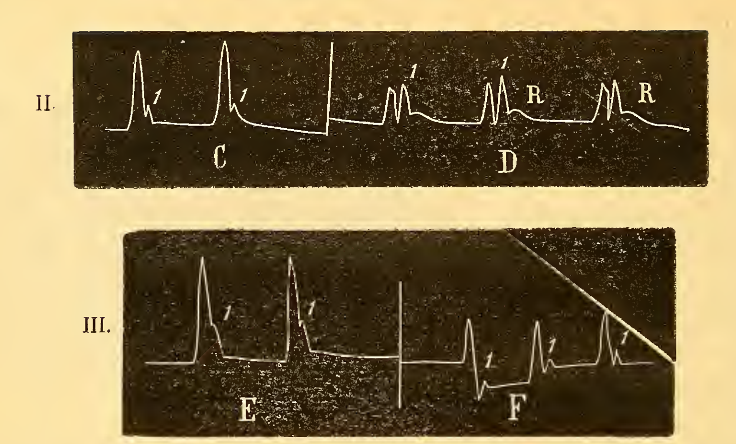
Bei Registrirung der Curven II. war der Sphygmograph auf der Mitte der kürzeren und dünneren elastischen Röhre applicirt, und zwar war bei *C* das grössere Collateralrohr ausgeschaltet, bei *D* hingegen gleichfalls frei durchgängig. Auf den ersten Blick scheint die Curve *D* wesentlich von *C* verschieden zu sein, allein es scheint dies nur. Die Curve *C* zeigt uns eine grössere Rückstosselevation (*R*) und dahinter noch eine zweite, jedoch viel

niedriger; ausserdem erkennen wir leicht die mit 1 und 2 markirten Elasticitätselevationen auf *R*. Die Curve *D* zeigt ausser dass sie niedriger ist als *C*, wofür schon Oben die Gründe erörtert wurden, als etwas Neues nur die grössere, weitere Rückstosselevation (*R*), welche von dem grossen Röhre herrührt und auf deren ansteigenden Theile die beide Rückstosselevationen von *C* dem Erlöschen nahe gebracht sind. Die beiden Elasticitätsschwankungen von *C* finden wir auch in *D* als 1 und 2 wieder, anscheinend sogar etwas markirter, namentlich 1. Sie haben nur ihren Ort gewechselt, indem 1 schon im absteigenden Schenkel der primären Elevation auftritt. Auf diese Versetzung ist jedoch kein wesentliches Gewicht zu legen, da wir sie, wie wir gesehen, leicht finden bei Aenderung des intravasculären Druckes, wie sie ja auch hier vorwaltet, ferner noch unter anderen Bedingungen, von denen im Vorhergehenden genauer gehandelt wurde. Der Versuch II. lehrt uns also auch, dass die Eröffnung eines längeren und weiteren Collateralrohres die Elasticitätsschwankungen im Versuchsrohre nicht im Wesentlichen alterirt, dass aber durch sie unter entsprechenden Bedingungen die Rückstosselevation dieses Rohres im Versuchsrohre mit zum Ausdrucke gelangen kann.

In dem nun folgenden Versuche nahm ich zwei Röhren von gleicher Dicke, die ich aus demselben Kautschukschlauche ausgeschnitten hatte. Beide waren von einem Durchmesser von 8 MM. im Lichten und $1\frac{1}{2}$ MM. war ihre Wandung stark; dagegen war die eine 1 Meter 70 CM. lang, die andere nur 60 CM. Die peripherischen Enden beider Röhren liess ich überdies nicht wieder in eine gemeinschaftliche durch ein Gabelrohr übertreten, sondern beide endeten mit gesonderter freier Oeffnung.

Fig. 50.





Der Angiograph wurde in der Mitte der kurzen Röhre angebracht. Bei der Darstellung von I. liess ich die Enden der beiden Röhren nur um ein Weniges verkleinern und zeichnete nun zuerst die Curven *A* während der Ausschaltung des längeren Seitenastes. Wir erkennen sowohl an der vorderen Curve, welche bei schnellem Schliessen und Oeffnen registrirt wurde, als auch an der zweiten, bei deren Darstellung das Einströmen längere Zeit währte, drei katakrote Erhebungen. Um die Curven *B* zu verzeichnen, wurde nun der lange Nebenschlauch eröffnet. Der Einfluss ist sofort an den katakroten Erhebungen zu erkennen: der lange Schlauch bringt in das Bild der Curve noch die Rückstosselevation *R* hinein, wodurch es den Anschein gewinnt, als befinden sich auf der gewölbten Oberfläche dieser letzteren (*R*) die Elevationen angebracht. Es hat somit auch hier die Eröffnung des Nebenrohres nur den einen Einfluss, dass nämlich die Rückstosselevation von Seiten des längeren Rohres in das gegebene Bild der ursprünglichen Curve *A* hineingetragen wird.

Die beiden Curven von II, nämlich *C* und *D*, verhalten sich ähnlich zu einander, wie *A* und *B* von I. Bei Darstellung derselben wurden nur die beiden Ausführungsöffnungen mehr verengert, als es vorher der Fall war. Die Curve *C* ist allein vom kurzen Schlauche angefertigt beim Verschlusse des längeren. Wir erkennen an derselben nur eine Elasticitätselevation (1), jedoch keine Rückstosserhebung. In *D* wurde nun wieder der län-

gere Schlauch geöffnet, die erzielte Curve ist auf den ersten Blick sehr different von *C*, in Wirklichkeit ist sie es jedoch nicht. Die Curve *D* zeigt, dass die Rückstosselevation von dem längeren Schlauche in die Curve hineingetragen ist (*R*) und ausserdem ist die vorhandene Elasticitätserhebung *C* 1. nur vergrössert worden als *D* 1.

In III verengerte ich beide Ausflussöffnungen noch mehr, *E* wurde bei Verschluss des langen Schlauches verzeichnet, *F* hingegen bei Oeffnung desselben. In Folge der Verengerung der Ausflussöffnung des kurzen Rohres rückt die Elasticitätselevation *E* 1 höher am absteigenden Schenkel der Curve hinauf als in *C*. Die Verengerung der Ausflussöffnung des langen Rohres hatte es bewirkt, dass in diesem letzteren keine Rückstosselevation mehr zu Stande kam. Wir sehen daher auch die Curven *F* III, welche bei gleichzeitiger Oeffnung des längeren Nebenrohres verzeichnet sind, nur wenig von *E* III. abweichen. Wir finden als besonders bemerkenswerth nur, dass die Elasticitätselevation 1. in *F* an Grösse gewonnen hat.

Ich habe in den vorgetragenen Versuchen mit elastischen Schläuchen gearbeitet, die im Verhältniss ihres Calibers zu einander, zum Theil auch ihrer Längen sich einigermassen mit den grösseren Schlagadern des menschlichen Körpers vergleichen lassen. Möglich ist es immerhin, dass wenn anastomosirende Schläuche von noch differenterer Beschaffenheit, rücksichtlich der Länge, des Calibers, der Elasticität, der inneren Spannung und ihrer Ausflussöffnungen zu dem Versuche gewählt werden, dass alsdann auch noch durchgreifendere Abänderungen der ursprünglichen sphygmographischen Curven durch die Eröffnung des Nebenschlauches erzeugt werden, — allein ich habe absichtlich soweit hinaus meine Versuche nicht ausgedehnt, da sie für unsere Pulsuntersuchungen keine vergleichbaren Resultate liefern würden.

Als Hauptresultat unserer Untersuchungen dürfte sich ergeben: Die bei der Wellenbewegung in einem elastischen Rohre erzeugten Bewegungen der elastischen Röhrenwand haben auf die gleichartigen Bewegungen in einem Nebenzweige **stärkeren Calibers** keinen störenden Einfluss. Dagegen kann unter passenden Be-

dingungen umgekehrt von den Bewegungen in einem starken und längeren elastischen Rohre die Rückstosselevation in einem dünneren oder gleichdicken Nebenzweig übergehen und die eigenen Elasticitätselevationen dieses letzteren können in ihrer Grösse modificirt werden. Wir werden sehen, in wie weit diese Ergebnisse für die Erklärung der Einzelheiten an den Pulscurven sich verwenden lassen.

Anwendung der durch die Versuche an elastischen Schläuchen gefundenen Gesetze über die Rückstoss- und Elasticitätselevationen auf die Pulsbewegungen in der lebendigen Schlagader.

§. 61.

Nachdem wir durch unsere Versuche an elastischen Röhren eine ganze Reihe von Gesetzen über die Rückstoss- und Elasticitätselevationen ermittelt haben, wird es nun unsere Aufgabe sein müssen, diesen Gesetzen auch an der lebenden Schlagader nachzuforschen. Da sich die letztere in der That ähnlich verhält, wie eine elastische Röhre, so müssen wir an den Pulsbewegungen beider eine Uebereinstimmung finden.

In einem Punkte freilich weicht das lebendige Arterienrohr von dem elastischen Schlauche ab, darin nämlich, dass dasselbe ausser der Elasticität noch mit Motilität begabt ist, vermöge welcher aktive Contractionen des dilatirten Rohres die Elasticität unterstützen. Allein hierdurch werden im Allgemeinen wenigstens die Bewegungserscheinungen nicht wesentlich alterirt. Denn es weichen die aktiven Bewegungen nicht von den durch die Elasticität hervorgerufenen ab, dieselben unterstützen diese letzteren vielmehr.

Es ist hier nicht der Ort, auf die Wirkungen der aktiven Contractionen der Arterienwände einzugehen: eins aber wird man zugestehen müssen, dass Arterien, an denen die vasomotorischen Nerven ausser Function getreten sind, genauer den elastischen Röhren entsprechen, als normal innervirte.

Ich werde nun den im Vorigen gegebenen Untersuchungen über die Pulsbewegungen an elastischen Schläuchen folgend, die einzelnen sich aus ihnen ergebenden Gesetze an den Arterien nachweisen. — Die im Folgenden mitgetheilten Curven sind, wenn nicht gerade das Gegentheil behauptet wird, mit dem Mareyschen Sphygmographen verzeichnet worden.

---

§. 62.

I. Die Pulsbewegungen an den Arterien zeigen in ihrem diastolischen Theile gerade wie an den elastischen Röhren zwei völlig von einander verschiedene Bewegungserscheinungen: die Rückstosselevation und die Elasticitätsschwingungen.

Diese Thatsache ist bis dahin von allen Forschern, welche den Pulsbewegungen ihr Augenmerk zugewandt haben, völlig übersehen, mir selbst ist das Vorhandensein dieser beiden verschiedenartigen Bewegungsformen bis zu meinen neuesten Studien*) über diesen Gegenstand unbekannt gewesen. Man nahm bis dahin an, dass alle katakroten Erhebungen von Reflexionswellen herrührten, welche von den Aortenklappen zurückgeworfen würden. Allein wenn man bedenkt, dass z. B. an der Radialiscurve selbst bis 6 katakrote Elevationen sich zeigen können, so muss es schon auffallen und zum Nachdenken zwingen, wie es möglich sei, dass eine an und für sich so kleine Rückstosselevation eine sechsfache Reflexion ohne zu erlöschen durchmachen könne. Sehen wir doch ja an unserer grossen Curve Figur 19. (pg. 109) die anfangs so grosse Rückstosselevation nach der dritten Reflexion schon fast völlig erloschen.

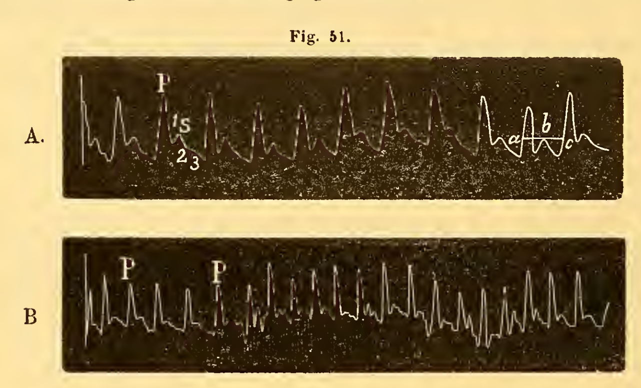
Ich kam zu der Vermuthung, dass den katakroten Erhebungen zwei ganz verschiedene Bewegungsmomente zu Grunde liegen müssten weiterhin durch den Umstand, dass die Elevationen so sehr ungleich in ihrer Grösse

---

*) L. Landois, Zwei verschiedene Ursachen der katakroten Erhebungen an den Pulscurven. Centralbl. für d. mediz. Wiss 1869. No 48. (6. Oktober.)

sind und dass dieselben namentlich ungefähr in der Mitte bedeutender, als im Anfange und am Ende der diastolischen Gesammtbewegung ausfallen. Dies forderte mich zu neuen Versuchen auf, welche die richtige Aufklärung gewährten.

Fig. 51.



Ich gebe in der vorstehenden Figur 51. zwei Curven: *A* eine normale Radialiscurve vom mittelgrossen, 21jährigen Menschen, *B* eine normale Femoraliscurve von einem grossen Hunde. Beide zeigen uns die Elasticitätselevationen und die Rückstosselevation deutlich. Im absteigenden Schenkel der Radialiscurve bemerken wir nach der primären Elevation (*P*) zuerst eine kleine Erhebung (1), dieses ist die erste Elasticitätserhebung; dann folgt eine grössere Erhebung (*S*), welche durch die Rückstosswelle veranlasst worden ist, ihr schliesst sich endlich eine dritte selbst vierte, wiederum kleinere Elevation an (2, 3), es ist die zweite resp. dritte Elasticitätserhebung. Die Curve lässt sich wohl vergleichen mit der vom elastischen Rohre entnommenen Curve Fig 25. *D.* (p. 126.) An der Femoraliscurve des Hundes kommen beide Arten der Erhebungen in anderer Weise zum Ausdruck, sie gleicht mehr der Schlauchcurve Figur 26. Wir erkennen hier nach der primären Elevation (*P*) einen hügelartigen Nachschlag und auf die Oberfläche dieses letzteren in der Regel 3 kleinere Erhebungen. Die ganze Curve erscheint im Vergleiche mit der Radialiscurve stark zusammen geschoben. Der Hügel entspricht der Rückstosselevation, die kleinen Erhebungen sind die Elasticitätsschwankungen. Der Beweis dafür, dass in der That die vorhandenen Elevationen dem

entsprechen, wofür ich sie ausgegeben, liegt darin, dass beide Arten völlig den an elastischen Röhren gefundenen gleichen, dass sie alle die physikalischen Eigenschaften besitzen, welche wir den Rückstoss- und Elasticitätserhebungen als eigenthümlich zukommend erkannt haben. Es werden daher die nun folgenden Betrachtungen den Beweis für unsere Annahme in sich tragen.

---

§. 63.

II. Die Rückstosselevation erscheint im diastolischen Curventheile um so später, je länger die Arterie ist, vom Herzen bis zu ihrer Peripherie gemessen.

Diese Thatsache ist von mir zuerst aufgefunden worden,*) nachdem sie von Marey, Naumann, Duchek und O. J. B. Wolff übersehen war. Sie ist es gerade, welche den Beweis unumstösslich in sich schliesst, dass die von uns als Rückstosselevation bezeichnete Erhebung wirklich einer centralen Reflexion einer positiven Welle ihren Ursprung verdankt.

Unsere Untersuchungen an den elastischen Schläuchen haben uns gelehrt, dass die Rückstosselevation im absteigenden Curventheile um so früher auftrete, je kürzer das Rohr ist, und umgekehrt. Hierbei kommt es nicht darauf an, an welcher Stelle des Rohres man die Pulswelle untersucht.

Betrachten wir nun die Anordnung der grossen Schlagaderstämme des menschlichen Körpers, so finden wir, dass drei Hauptbahnen existiren, welche der sphygmographischen Erforschung zugänglich sind, nämlich die Bahn der Carotiden, die der Oberextremitäten- und endlich die der Unterextremitäten-Schlagadern. Von unserem Standpunkte aus betrachtet reicht eine jede dieser drei Bahnen vom wellenerregenden Apparate, dem Herzen, an, oder genauer gesagt, von den Semilunarklappen der Aorta an, bis zu den peripherischen Auflösungen der betreffenden Schlagadern.

---

*) L. Landois: Amtlicher Bericht der Naturforscher-Versammlung zu Stettin 1863. pag. 155—157.

Es haben daher diese drei mächtigen Schlagaderbahnen ein gemeinschaftliches centrales Ende, nämlich die Strecke der Aorta von ihrer Wurzel bis zum Abgange der Art. subclavia sinistra.

Die übrigen von der Aorta abgehenden mit Pulsbewegungen ausgestatteten Schlagaderstämme, welche im Abdomen ihren Sitz haben, nämlich die Artt. coeliaca nebst deren Aesten, die mesenterica superior und inferior, die renales und hypogastricae nebst deren grösseren Aesten sind für die sphygmographische Erforschung nicht zugänglich, sie sollen daher auch bei der in Rede stehenden Untersuchung nicht mit in Betracht gezogen werden. Und ganz ebenso ist es mit dem Gebiete der Art. pulmonalis.

Wenden wir uns daher wieder den drei genannten grossen Schlagaderbahnen zu, den für den Kopf, die oberen und unteren Extremitäten bestimmten.

Die kürzeste dieser Bahnen ist die der Carotiden, beträchtlich länger ist schon die Schlagaderbahn von den Semilunarklappen bis zu den Enden der Artt. radialis und ulnaris, nochmals um eine bedeutende Strecke länger ist die Bahn von den Semilunarklappen bis zu den Zweigen der Art. pediaea und tibialis postica. Nach dem von uns an den elastischen Röhren ermittelten Gesetzen (p. 110) muss in der kürzesten Bahn die Rückstosselevation am frühesten nach der primären Pulserhebung eintreffen, und umgekehrt in der längsten muss dieselbe am spätesten zur Erscheinung kommen. Auf unsere Gefässe bezogen ergibt sich daraus, dass wir in der Carotis zuerst, dann in der Armschlagader und zuletzt in der Beinarterie die Rückstosselevation bemerken werden müssen. Dahingegen bleibt es in Bezug auf das Auftreten der letzteren in ein und derselben Schlagaderbahn gleichgültig, an welcher Stelle man die Pulswelle erforscht. Um sofort ein Beispiel zu wählen: es muss die Rückstosselevation in der Arteria radialis ebenso weit hinter der primären Pulserhebung auftreten, als in der Axillaris. Denn beide gehören ein und derselben Gefässbahn von constanter Länge an. (cf. p. 119.) In gleicher Weise muss sich dieses zeigen an der Art. femoralis und pediaea.

Zum Beweise des Vorgetragenen habe ich nun eine ganze Anzahl von Pulscurven der Carotis, Axillaris, Radialis, Femoralis und Pediaea unter dem Mikroscope ausgemessen und ich werde

die Maasse der Vergleichung wegen mittheilen. Da es sich hier nur um das Auftreten der Rückstosselevation handelt, so habe ich die Messung möglichst einfach und zwar in folgender Weise angestellt. Ich ziehe dicht über den Gipfel der Rückstosselevation der zu messenden Curve eine horizontale, parallel mit der Grundlinie der Curvenreihe verlaufende Linie, welche vorn bis in den aufsteigenden Schenkel derselben Curve, hinten in ebendenselben der nächstfolgenden Curve trifft (siehe Figur 51 *A.*). Ich nenne diese Linie *a c*, den vorderen Abschnitt derselben *a b*, den hinteren *b c*.

a c entspricht ungefähr, bis auf eine kleine zu vernachlässigende Ungenauigkeit der Zeit des gesammten Pulses,

a b entspricht der Zeit vom Beginne des Pulses bis zur Höhe der Rückstosselevation. Dieser Werth ist indess etwas zu klein, es fehlt nämlich daran jener geringe Zeitraum, den der Schreibhebel gebraucht, um vom Fusspunkte bis nach *a* erhoben zu werden,

b c entspricht endlich der Zeit von der Höhe der Rückstosselevation bis zum Ende des Pulses. Dieser Werth ist etwas zu gross, indem er jenen Zeitraum mit umfasst, in welchem der Schreibhebel vom Fusspunkte der nächstfolgenden Curven bis nach *c* gehoben wird.

Da alle Curven in der gleichen Weise gemessen wurden und daher bei allen Messungen *a b* etwas zu klein und *b c* etwas zu gross ausfällt, so wird die nun folgende Vergleichung darunter so gut wie gar nicht leiden können.

Für sehr viele Curven sind die Werthe für *a b* und *b c* nun in der That leicht zu bestimmen, schwieriger wird indess die Sache, wenn der Gipfel der Rückstosselevation sehr breit wird, so dass man den höchsten Punkt derselben nur mit Unsicherheit bestimmen kann. Dies ist namentlich der Fall bei den Curven der Femoralis, mitunter auch der Pediaea, und es ist lediglich diesem Umstande zuzumessen, wenn an diesen Arterien die Curvenmessungen mehr Schwankunen der Werthe ergeben.

Ich lasse nun die Messungen selbst folgen: 1 Theil des Okularmikrometers = 0,0714 MM., entsprechend 0,0108 Sekunden.

1. Arteria carotis.

Die Curven sind entnommen von einer 23jährigen gesunden Frau mittlerer Grösse.

ac	$=$	ab	$+$	bc
64		28		36
70		32		38
68		30		38
69		32		37
70		30		40
75		35		40
71		34		37
74		30		44
80		33		37
72		35		37
78		36		42
78		34		44
76		34		42
68		31		37
70		32		38
70		33		37
68		30		38
65		30		35
60		31		29
60		31		29
$69{,}_7$		$32{,}_0$		$37{,}_7$

Wird der Mittelwerth obiger 20 Einzelmessungen auf die Zeit berechnet, so erhalten wir als Resultat für

$$ac = 0{,}7522 \text{ Sekunden,}$$
$$ab = 0{,}3456 \quad „$$
$$bc = 0{,}4066 \quad „$$

2. Arteria axillaris.

Die Curven der Art. axillaris, sowie die sämmtlichen folgenden der Radialis, Femoralis und Pediaea sind von einem gesunden 21jährigen kräftigen, 170 CM. grossen Manne entnommen.

ac	=	ab	+	bc
94		38		56
90		38		52
91		34		57
100		38		52
106		39		67
100		36		64
103		39		64
103		38		65
86		35		51
80		35		45
83		35		48
93		36		57
$94,_0$		$36,_7$		$57,_3$

Den vorstehenden, aus 12 Messungen gewonnenen Mittelwerthen entsprechen folgende Zeiten:

ac = 1,0144 Sekunden,
ab = 0,3958 „
bc = 0,6186 „

---

3. Arteria radialis.

ac	=	ab	+	bc
83		31		52
82		35		47
72		33		39
73		36		37

76	38	38
78	37	41
80	36	44
92	37	55
88	37	51
82	37	45
81	38	43
83	37	46
$80{,}_8$	$36{,}_0$	$44{,}_8$

Für die aus 12 Einzelmessungen gewonnenen Mittelwerthe lassen sich folgende Zeiten berechnen.

$a\,c$ = 0,8720 Sekunden,
$a\,b$ = 0,3888 "
$b\,c$ = 0,4832 "

---

4. Arteria femoralis.

$a\,c$ =	$a\,b$ +	$b\,c$
96	54	42
85	58	27
88	55	33
91	54	37
78	54	24
73	54	19
72	54	18
69	54	15
82	60	22
77	50	27
81	54	27
100	53	47
84	54	30
88	53	35
90	56	34
90	54	36

83	48	35
100	55	45
100	45	55
98	58	40
102	58	44
100	60	40
104	60	44
94	57	37
$88,_5$	$55,_0$	$33,_5$

Den Mittelwerthen aus 24 Einzelmessungen entsprechen die Zeiten:

$a\,c$ = 0,9604 Sekunden,
$a\,b$ = 0,5990 „
$b\,c$ = 0,3614 „

---

5. Arteria pediaea.

$a\,c$ =	$a\,b$ +	$b\,c$
73	46	27
76	45	31
80	50	30
75	44	31
78	50	28
78	50	28
78	50	28
85	58	27
78	50	28
78	45	33
79	47	32
$77,_9$	$48,_6$	$29,_3$

Für die aus 11 Messungen gewonnenen Mittelwerthe ergeben sich die Zeiten:

$a\,c$ = 0,8406 Sekunden,
$a\,b$ = 0,5244 „
$b\,c$ = 0,3162 „

Ueberblicken wir die Reihen der Messungen aller vorstehend verzeichneten Arterien, so wird uns nicht entgehen, dass der Werth für *a b* für die Curve einer bestimmten Arterie viel constanter ist, als *b c* und also auch als *a c*. Dies rührt daher, dass die beiden letzten Werthe lediglich abhängen von der Pulsfrequenz, sie werden daher beim Pulsus irregularis, bei welchem *a b* gleichwohl seine ziemliche Constanz beibehalten wird, am allermeisten differiren.

Die Rückstosselevation erreicht also ihre höchste Höhe nach dem Beginne des Pulses

in der	Carotis	nach	0,345	Sekunden,
„ „	Axillaris	„	0,395	„
„ „	Radialis	„	0,388	„
„ „	Femoralis	„	0,599	„
„ „	Pediaea	„	0,524	„

Die Messungen haben uns also in der That das Resultat geliefert, dass in den längeren Schlagadern die Rückstosselevation der Zeit nach später zur Entwickelung kommt, als in der kürzeren. Betrachtet man sorgfältig die von mir im weiteren Verlaufe gegebenen gut verzeichneten Curven der besprochenen Arterienpulse, so kann man sich auch schon lediglich durch das Augenmass von der Richtigkeit dieser Thatsache überzeugen, wenn man nur die Entfernungen *a b* und *b c* gegen einander abschätzt.

Wir sprachen davon, dass die Aorta für die drei grossen Schlagaderbahnen als das Anfangsstück zu betrachten sei. Es muss daher in ihr innerhalb einer jeden Pulsphase ein Durcheinandergehen verschiedener Wellensysteme stattfinden. Wir würden daher, wenn es überhaupt möglich wäre, von der Aorta ascendens Pulscurven herzustellen, gewiss höchst mannigfach gestaltete Curven gewinnen, an denen die Deutung der Einzelheiten sicherlich wohl nicht leicht sein würde.

---

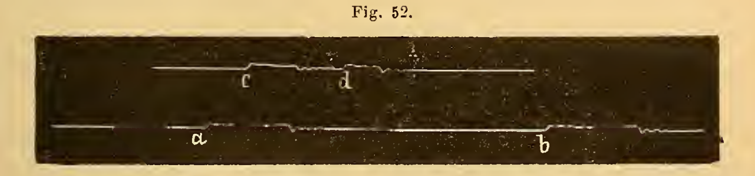
§. 64.

Ich will an dieser Stelle noch auf eine andere Methode aufmerksam machen, nach welcher man die Zeit für das Auftreten der Rückstosselevation bestimmen kann, nämlich nach der ele-

ctrisch-graphischen Methode. Ich versprach mir von derselben Anfangs besonders leicht erzielbare und dabei genaue Resultate, kam aber bald zu der Einsicht, dass dieselbe keineswegs leicht zu handhaben, in manchen Fällen sogar gar nicht anzuwenden sei und dass sie eben deshalb der mikroscopischen Ausmessung nachstehe. Ich will aber dennoch die Methode selbst beschreiben.

Ich lasse auf die rotirende Trommel des Kymographions eine Zeitcurve aufzeichnen mittels eines Electromagneten, dessen Kette durch den Schlag eines Mälzel'schen Metronomes abwechselnd geschlossen und wieder geöffnet wird. Ein zweiter Electromagnet zeichnet dicht über der Zeitcurve die hier in Frage stehenden Pulscurvenabschnitte. Ich liess nämlich dessen Kette öffnen durch den Schlag des Sphygmographen und zwar durch den primären Schlag sowohl, als auch durch den nachfolgenden Doppelschlag. Zu diesem Behufe war in den Kreis des zweiten Electromagneten der Sphygmograph in der Weise eingeschaltet, dass mit der Spitze seines Hebels das eine Ende des Stromdrahtes in Verbindung gesetzt war. Dieses war abwärts gebeugt und schloss, indem es in ein Quecksilbernäpfchen tauchte, die Kette. Mit jedem Pulsschlage wird der Hebel des Instrumentes erhoben und die Kette wird geöffnet, dann sinkt der Hebel schnell wieder und die Kette ist wieder geschlossen. Aber schnell erhebt nun die nachfolgende Rückstosselevation nochmals den Hebel und öffnet wieder die Kette, die durch das sodann eintretende Niedergehen desselben wieder geschlossen wird und nun bis zum folgenden Pulsschlage geschlossen bleibt.

Fig. 52.



In der vorstehenden Figur gibt uns die untere Linie die Zeitcurve, der Abstand nämlich von a bis nach b beträgt 1,111 Sekunden. In der oberen Linie entspricht c dem Beginne des Pulses, also dem Anfange der Pulswelle, d entspricht dem Be-

ginne der Rückstosselevation. Die vergleichende Ausmessung von *a b* und *c d* ergibt nun, dass *c d* einer Zeit von 0,3068 Sekunden entspricht. Nun müssen wir aber bedenken, dass bei *d* erst der Beginn der Rückstosselevation liegt; wollen wir daher die Zeit ermitteln, welche vom Anfang der Pulscurve bis zur höchsten Höhe der Rückstosselevation verstreicht, so müssen wir natürlich jene Zeit noch hinzufügen, welche vom Beginn der Rückstosselevation bis zu deren Gipfel verstreicht. Nach Ausmessung einer tadellosen Radialcurve, welche von demselben jungen männlichen Individuum herrührte, der zu dem obigen Versuche diente, beträgt die besagte Zeit 0,0756 Sekunden. Fügen wir letztere Zeit der Oben gegebenen bei, so ergibt sich für die gesuchte Gesammtzeit 0,3824 Sekunden. Die directe Ausmessung einer guten Curve unter dem Mikroscope, die ich des Vergleiches wegen ausführte, ergab für den Raum vom Anfange der Pulserhebung bis zum Gipfel der Rückstosselevation 0,3888 Sekunden, ein Resultat, welches mit dem, durch den gegenwärtigen Versuch gefundenen, sehr wohl übereinstimmt und welches für die Genauigkeit beider Methoden spricht. Die Differenz beträgt nur 0,006 Sekunden.

Die electrisch-graphische Methode der Zeitbestimmung hat aber ihre Schwierigkeiten. Einmal nämlich lässt sie sich natürlich nur anwenden bei hinreichend ausgeprägten Rückstosswellen, da kleine den Hebel behufs Oeffnung der Kette nicht hinreichend erheben können. Sodann bedarf es einer ganz genauen Einstellung des mit dem Schreibhebel in Verbindung gesetzten Schliessungs- und Oeffnungsdrahtes zu dem Quecksilber, so dass mit dem Beginne der Hebelerhebung auch sofort die Oeffnung eintritt. Eine solche Einstellung ist aber keineswegs so leicht zu erzielen, wenn wir bedenken, dass mit den Respirationsphasen das Niveau der Pulsbewegungen beständig sinkt und steigt, und dass somit eine jetzt passende Einstellung bereits für die folgenden Pulse nicht mehr brauchbar ist. Man macht daher auch unter sonst günstigen Verhältnissen manche vergeblichen Versuche. Das hat mich bewogen, von der electrisch-graphischen Ausmessung der Zeit keinen ausgedehnten Gebrauch zu machen.

§. 65.

Ich habe bei meinen Versuchen über die Rückstosswellen in elastischen Schläuchen darauf hingewiesen, dass die erste Rückstosselevation, entsprechend der grösseren Spannung des Rohres, unter welcher sie stattfindet, in einem längeren Rohre vor sich gehe, als die zweite. Denn mit der Stärke des intravasculären Druckes wächst bekanntlich die Länge des Rohres. Daher muss denn auch die erste Rückstosselevation relativ später erfolgen als die zweite. Für die Schlagadern des menschlichen Körpers muss der Theorie nach ja offenbar etwas ganz Analoges gelten. (cf. p. 88.) Allein die Differenzen sind gewiss ganz ausserordentlich klein. In der Arteria carotis kommt die zweite Rückstosselevation mitunter recht deutlich zur Erscheinung. Es müsste daher der Theorie nach die Zeit für den Abstand von der Spitze der primären Elevation bis zur Spitze der ersten Rückstosselevation länger sein, als die für den Abstand von der Spitze der ersten Rückstosselevation bis zur Spitze der zweiten Rückstosselevation. An einer besonders gut verzeichneten, sorgfältig ausgemessenen Curve der Carotis fand ich die Zeit für ersteren Abstand = 0,367 Sekunden, die für letzteren dagegen 0,346 Sekunden. Das macht eine Differenz von 0,021 Sekunden. Es scheint mir interessant, dass diese Messung mit der Theorie in der That im Einklange sich befindet, ohne darauf jedoch grossen Werth zu legen.

Die Entstehung der Rückstosselevation ist zuerst von Buisson in seiner Inaugural-These aufgeklärt worden und später ist von den meisten Autoren die Ansicht des französischen Forschers getheilt worden: in Frankreich, namentlich von Marey, der jedoch die Theorie mit einigen unrichtigen Modificationen versah, in Deutschland von mir und Naumann. Aber darin ist von allen geirrt worden, dass sämmtliche katakrote Erhebungen für Rückstosselevationen erklärt wurden. Alle Pulse des menschlichen Körpers zeigen jedoch meist nur Eine Rückstosselevation, höchstens zwei.

Die Rückstosselevation entsteht in folgender Weise. Nachdem durch die Systole des Ventrikels in dem Arteriensystem durch das eingetriebene Blut eine positive Welle erregt ist, welche alle Arterien schnell, von der Aorta an peristaltisch fortschreitend, ausdehnt, bis zu den feinsten Arterienzweigen, in denen diese primäre Welle erlischt, — so ziehen sich nun, sobald mit vollendetem Schluss der Semilunarklappen kein Blut mehr nachströmen kann, die Arterien wieder zusammen. Durch die Elasticität und die active Contraction wird nun auf die Blutsäule ein Gegendruck ausgeübt. Das Blut wird zum Ausweichen gezwungen. Nach der Peripherie hin strömend findet es nirgends ein Hinderniss, gegen das Centrum aber weichend, prallt es von den bereits geschlossenen Semilunarklappen zurück. Durch diesen Anprall des Blutes wird eine neue positive Welle erzeugt, welche nun wieder peripherisch in die Arterienröhren hin fortschreitet und in den letzten feinen Zweigen dieser letzteren erlischt. In dem Falle nun, dass die Zeit für die volle Entwickelung der Pulscurve hinreichend gross ist, kommt es an einigen Arterien noch zur Bildung einer zweiten Reflexionswelle in derselben Weise, wie die erste sich entwickelt. In ganz ähnlicher Weise, wie der Puls an den mehr peripherisch liegenden Arterien später auftritt, als an den dem Herzen naheliegenden, ebenso muss auch die durch das Anprallen des Blutes von den Aortaklappen entstehende secundäre Welle in den peripherischen Arterien später erscheinen. Beide Arten der Wellen: die primäre Pulswelle und diese secundäre, eventualiter auch die tertiäre Rückstosswelle haben ja gleichen Entstehungsort und gleichen Verlauf, und je grösser ihr Weg ist, den sie bis zu einer bestimmten Schlagaderstelle zurückzulegen haben, um so später kommen sie an ihrem Ziele an.

---

§. 66.

III. Die Rückstosselevation tritt um so niedriger am absteigenden Curvenschenkel auf und ist um so undeutlicher ausgeprägt, je weiter die Arterie vom Herzen entfernt liegt. (cf. §. 36. pag. 155 ffg.)

Auf diese Thatsache hat zuerst Naumann an menschlichen Pulsen aufmerksam gemacht, der dieselbe aus der Vergleichung des Ansteigens der Flüssigkeit in dem Chelius'schen Pulsmanometer (pg. 37) erschloss. Er sagt:

„Die einzelnen Momente des Pulses zeigen — worauf man bis jetzt nur noch wenig Acht genommen hat — mit dem Wechsel des Ortes der Beobachtung ein sehr verschiedenes Verhalten zu einander. Die diastolische Welle (unsere Rückstosselevation) wird im Allgemeinen um so grösser — (soll heissen höher), — je näher nach dem Centrum zu man den Puls untersucht Man kann den Grössenunterschied schon einigermassen bei Vergleichung des Radialpulses mit dem der Tibialis postica beobachten, am meisten aber, wenn man das Manometer auf die Carotis aufsetzt. Diese Erscheinung ist nach den Gesetzen der Wellenbewegung leicht zu erklären: da der Gesammtquerschnitt der peripherischen Gefässe um vieles grösser ist, als der der Aorta, so muss eine an deren Ursprung erregte Welle, je mehr sich die Gefässe verzweigen bei ihrem Fortschreiten, um so kleiner werden, ähnlich wie eine Welle, die sich aus einem engen Raum in einen weiten ausbreitet. Abgesehen hiervon tritt natürlich auch durch den von der Spannung der Gefässe gesetzten Widerstand eine allmähliche Schwächung der Pulswellen ein.“ Dieser letztere Umstand ist jedenfalls der wirksamere, wie ein Blick auf unsere Versuche am elastischen Schlauche zeigt, der in seinem ganzen Verlaufe gleiches Kaliber besitzt. Ausserdem wirkt aber auch der Widerstand, den die Flüssigkeitsmolekule bei ihrer Bewegung und Verschiebung gegen einander finden zur allmählichen Schwächung der Wellenbewegung, wenn sie auf weitere Strecken fortschreitet. Ich will an dieser Stelle nicht bereits Vorgetragenes wiederholen und bemerke daher, dass ich schon im §. 30. p. 102 die Momente entwickelt habe, welche das Erlöschen der Wellen veranlassen und worauf ich hier verweisen muss. — In Bezug auf diesen selben Gegenstand bemerkt Naumann weiter: „In umgekehrter Weise als die diastolische Steigung (unsere Rückstosselevation) ändert sich im Manometer mit dem Wechsel des Ortes der Beobachtung das Verhältniss der Senkungslinien zu einander. Je weiter der Puls nach der Peripherie fortschreitet, um so länger wird die

erste, um so kürzer die zweite"*). Naumann hat in letzterer Beziehung jedoch noch ein Moment übersehen, welches mit dazu beiträgt, dass an den peripherischen und zugleich längeren Arterien die Rückstostelevation tiefer ausfällt. Es liegt dies darin, dass an diesen die Elevation später auftritt, zu einer Zeit also, in welcher der Zeichenhebel respective das Wasser im Pulsmanometer bereits eine ganze Strecke abwärts gesunken ist. An der viel kürzeren Art. carotis, deren Untersuchungsstelle dem Herzen zugleich sehr nahe liegt, ist die Rückstosselevation viel näher der Curvenspitze, als an der Curve der viel längeren Femoralis. In ihr tritt nämlich die Rückstosselevation viel früher auf.

Um passende Beispiele für den Beweis unseres Satzes zu geben, verweise ich auf die Specialbeschreibung der Curve der Arteria carotis und der Art. femoralis, die ich im weiteren Verlaufe geben werde. Die dort mitgetheilten Curven illustriren den Satz in schlagender Weise.

---

§. 67.

IV. Die Rückstosselevation fällt am Pulse um so deutlicher aus, je kürzer die primäre Pulswelle war, und umgekehrt.

Durch unsere Versuche an elastischen Schläuchen (p. 134) haben wir dieses Gesetz feststellen können. Ist die primäre Welle sehr kurz, so sinkt nach der primären Elevation der Hebel schnell zurück und zu der nun folgenden Rückstosselevation bedarf es daher einer neuen und grösseren Erhebung, als wenn der Hebel, wie es bei längeren Wellen der Fall ist, nicht so tief gesunken gewesen wäre. Es kommt also hier, worauf ich besonders Gewicht legen möchte, nicht auf die Menge der Flüssigkeit an, welche bei jeder Systole in das elastische Rohr geworfen wird, sondern lediglich auf die Zeit. Wird viel Flüssigkeit eingetrieben, so muss die Röhre sich viel beträchtlicher erweitern, als bei einer geringen Quantität, um in gleichgrosser Zeit zu pas-

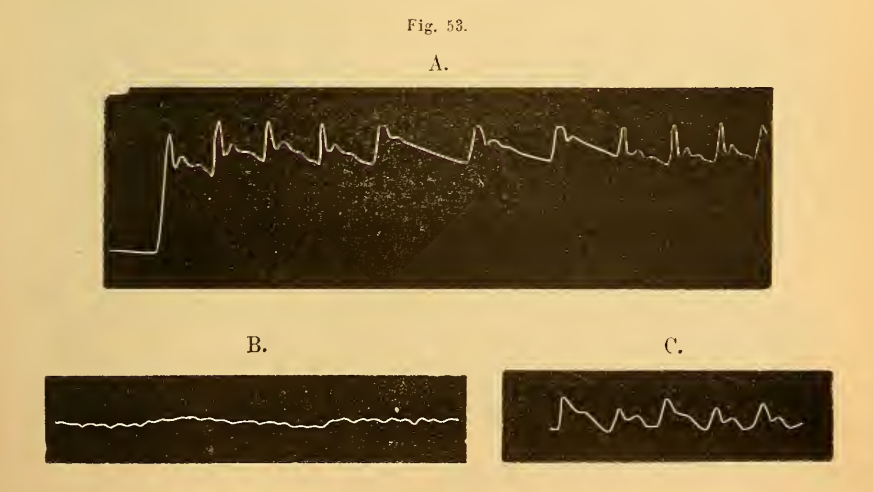
---

*) Beiträge zur Lehre vom Puls. L. c. pag. 12. 13.

siren. Im ersteren Falle ist die Welle kurz aber hoch, im zweiten Falle ist sie kurz aber niedrig.

Wir finden dieses Gesetz an der lebenden Schlagader unter verschiedenen Umständen, welche entweder eine abnorme Vergrösserung (Erhöhung) oder Verkleinerung (Erniedrigung) der primären Pulswelle liefern, auf das Unzweideutigste bestätigt. Die Grösse und Länge der Pulswelle hängt natürlich ab von der Grösse der Blutmasse, welche bei jeder Systole in der Aorta hineingeworfen wird und von der Zeit, innerhalb derer sich der Ventrikel contrahirt. Soll aus einer normalen Pulscurve mit mässig entwickelter Rückstosselevation eine solche sich umbilden mit recht grosser Rückstosserhebung, — angenommen nämlich, dass die Blutmasse, welche der Ventrikel in die Aorta hineinwirft, gleich gross bleibt — so muss der Ventrikel sich viel energischer und schneller contrahiren. Es ist also verstärkte Herzthätigkeit nothwendig.

Fig. 53.



Ich habe in der vorstehenden Figur 53. *A* dieses Verhältniss durch eine Reihe von Curven schlagend illustrirt, die ich an dem künstlichen Circulationsschema verzeichnet habe. Durch die Compression des Cautschuckballons ist allemal dieselbe Menge Wassers in das elastische Rohr hineingetrieben worden, aber mit ungleicher Schnelligkeit. Man erkennt auf den ersten Blick an

der viel stärker ausgesprochenen Rückstosselevation diejenigen Curven heraus, welche bei schneller Systole erzielt sind, und umgekehrt. Es kommt aber auch vor, dass gerade die entgegengesetzten Verhältnisse zur Entstehung grosser Rückstosselevationen führen: nämlich dann, wenn der Ventrikel eine recht geringe Menge Blutes in die Aorta wirft, wodurch ja auch eine kurze Welle erregt wird. Und dies ist der Fall, wenn die Herzthätigkeit sehr geschwächt ist und darniederliegt. Am auffälligsten zeigt sich mit Rücksicht auf den letztgedachten Fall dieses Gesetz bestätigt durch die Pulscurven hochgradig Anämischer, sei es, dass ein directer Blutverlust, sei es, dass erschöpfende Krankheiten dieselbe bedingt haben.

Figur 53. *B* zeigt uns die Curven von der Arteria brachialis eines Mannes, der in Folge von Typhus abdominalis in der zweiten Woche im Zustande hochgradigster Anämie sich befand, einen Tag vor dem Tode. Die Systole treibt eine sehr geringe Menge Blut in das Aortensystem, in Folge dessen die Elevationen des Schreibhebels äusserst klein sind. Es gehören allemal zwei Erhebungen einer Herzcontraction an: eine genaue Betrachtung der Curvenreihe zeigt, dass abwechselnd etwas grössere mit kleineren Erhebungen wechseln. Die grösseren sind die primären Elevationen, die kleineren repräsentiren die Rückstosselevationen. Letztere sind fast so hoch, als die ersteren und müssen in ihrem relativen Grössenverhältnisse als sehr stark ausgeprägt bezeichnet werden.

Einen ebenso schlagenden Beweis liefert uns die Betrachtung des Pulsus irregularis, bei welchem grosse Systolen mit kleinen abwechseln. Die Figur 53. *C* zeigt uns einen solchen verzeichnet und es ist ersichtlich, dass allemal die kurzen kleinen Pulswellen die grössten Rückstosselevationen darbieten.

---

§. 68.

V. Die Rückstosselevation ist um so grösser, je geringer (Ceteris paribus) die Spannung der Arterienwandung ist und umgekehrt.

Auch diesen Satz können wir durch manche Beobachtungen an der lebendigen Schlagader beweisen.

1) Den ersten Beweis hierfür liefert uns zunächst der Einfluss der Respiration auf die Gestalt der Pulscurve. Es ist bekannt, dass bei der Exspiration der Blutdruck in den Arterien zunimmt, bei der Inspiration hingegen abnimmt, wie die Curven des Kymographion schon seit geraumer Zeit es gelehrt haben. An gut verzeichneten Curvenreihen kann man es nun auf das schönste nachweisen, dass die während der Inspiration, d. h. also bei geringerer Spannung der Arterienwand, verzeichneten Pulscurven eine deutlicher abgesetzte Rückstosswelle nachweisen, als die während der Exspiration, also bei grösserer Spannung der Arterienwand, aufgeschriebenen.

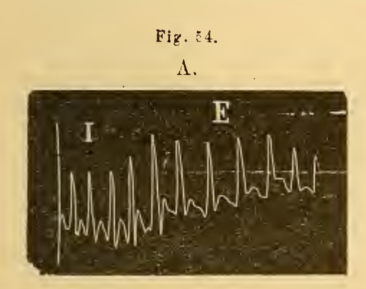
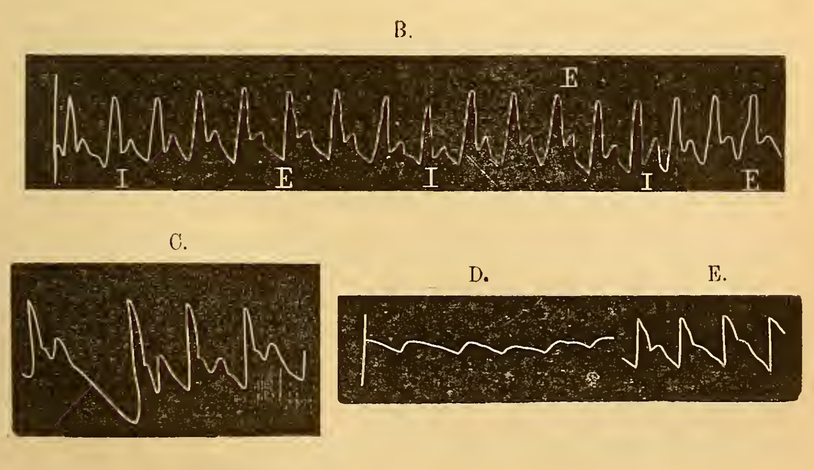


Fig. 54.
A.

Ich verweise hier auf die nebenstehende Femoralis-Curve (*A*) eines grossen gesunden Hundes, sowie auch auf die Radialis-Curve (*B*) von einem gesunden jungen Manne. Die Exspirationspulswellen (*E E*), deren Gipfel natürlich höher liegen, zeigen alle an beiden Curvenreihen einen weniger ausgeprägten Rückschlag. Es gibt sich



dies an der Femoraliscurve des Hundes namentlich daran zu erkennen, dass nach der primären Elevation der Schreibhebel nicht so tief abwärts sinkt, als wo er begonnen; — an den Inspirations-Curven (*I I*) sinkt hingegen der Schreibhebel entweder gerade so tief, als wie er beim Beginne der primären Elevation stand, oder selbst noch tiefer. Analoge Verhältnisse bietet die Radialiscurven-Reihe vom Menschen.

2) Verminderungen der Blutmasse wirken natürlich gleichfalls herabsetzend auf die Spannung im Arteriensysteme und müssen daher ebenfalls dazu beitragen, dass die Rückstosselevation deutlicher hervortritt. Dies bewirkt schon, wie Marey es erwiesen hat, ein einfacher Aderlass. In wie hohem Grade aber die Erscheinung sich zeigt bei hochgradig anämischen Zuständen, habe ich vorher gezeigt und durch eine Curve belegen können. (Fig. 53. B. pag. 191 und pag. 192.)

Wir können leicht bedeutende Blutüberfüllung eines Körpertheiles bewerkstelligen nebst Steigerung des arteriellen Druckes, wenn wir einfach den Rückfluss des venösen Blutes hemmen. Die Curven Figur 54. *D* habe ich von der Art. radialis eines kräftigen Jünglings verzeichnet, dem ich die Venen durch Anlegung einer Aderlassbinde strotzend gefüllt hatte. Der Puls der Radialis war ein exquisiter Pulsus oppressus und dabei tardus. Die Rückstosselevation ist fast bis auf die letzte Spur verwischt in Folge des gesteigerten Blutdruckes. Sofort nach Registrirung der Curven *D* löste ich die Binde und verzeichnete nun von der Radialis die Curven *E*. Der Blutdruck hatte natürlich bedeutend abgenommen. Dieses zeigt sich auch sofort auf das Klarste an der viel grösseren Rückstosselevation. In Vergleich mit *D.* war der Puls ein Pulsus celer zu nennen.

3) Als ein ferneres Moment für die Verminderung der Spannung in den Arterien erkennen wir das längere Aussetzen der Herzaction, wie man solches beim Pulsus irregularis nicht selten beobachten kann. Unter diesen Umständen hat das arterielle Blut in der verlängerten Pause Zeit, bevor noch eine neue Systole neue Blutmengen in das Aortensystem hineinwirft, in das Venensystem hinüberzufliessen. Folgt nun nach der langen Pause eine neue Systole, so sehen wir

die Rückstosselevation an der ihr entsprechenden Pulscurve relativ bedeutend entwickelt. Geht die Herzthätigkeit nun wiederum eine Zeit lang ohne Unterbrechung fort, so wird successive die Rückstosselevation wieder vermindert. In vorstehender Figur 54. *C* finden wir einen derartigen Fall verzeichnet.

4) In einem bestimmten Arterienbezirke wird weiterhin die Spannung erhöht, wenn der betreffende Körpertheil eine abschlüssige Lage einnimmt, sie wird vermindert, wenn der Körpertheil erhoben ist. Denn eine Stellung, welche den arteriellen Blutstrom abwärts fliessen, den Venenstrom aber aufwärts gehen lässt, muss nach hydraulischen Gesetzen eine Hyperämie in dem betreffenden Körpertheile und somit eine vermehrte Spannung in seinen Arterien bewirken. Bei der umgekehrten Stellung muss eine relative Anämie begleitet von einer Druckermässigung in den Arterien eintreten. Daraus folgt, dass man bei aufrechter Stellung in den Arterien der oberen Körperhälfte eine vergrösserte Rückstosselevation, an der unteren Hälfte umgekehrt eine Beschränkung der letzteren treffen wird. Bei einer Lage mit erhöhtem Unterkörper und abwärts geneigtem Oberkörper tritt natürlich ein umgekehrtes Verhältniss ein.

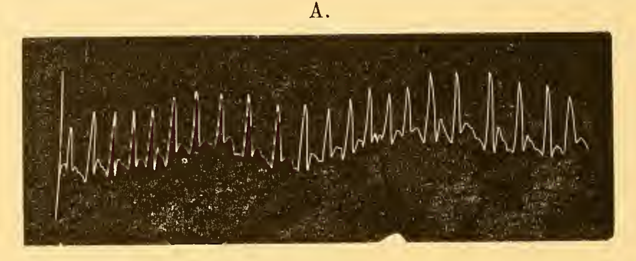
5) Die Compression grösserer Arterienstämme bewirkt in den anderen Schlagadern eine Steigerung des Druckes. Dieser Einfluss zeigt sich ja so sehr deutlich an dem fühlbaren Pulsus dicrotus. Es ist eine bereits früheren Forschern wohlbekannte Thatsache, von deren Richtigkeit ich mich selbst bei zwei Fällen überzeugen konnte, dass man mitunter beim fühlbaren Dicrotus durch Compression grösserer Arterienstämme die fühlbare Rückstosselevation bis zu einer kleinen, nicht mehr durch den Tastsinn erkennbaren, Welle abschwächen kann. Eine ähnliche, wenngleich weniger auffallende Beschränkung der Rückstosselevation kann man sphygmographisch an jeder Pulscurve auf die angegebene Weise erzielen.

Es ist einleuchtend, dass man in einem Arterienstamme die Spannung erhöhen kann, wenn man in einiger Entfernung, nachdem das Gefäss einige Aeste abgegeben hat, die Fortsetzung des Gefässes comprimirt. Es muss dann ja das in die Arterie getriebene Blut durch die wenigen abgehenden Seitengefässe allein hin-

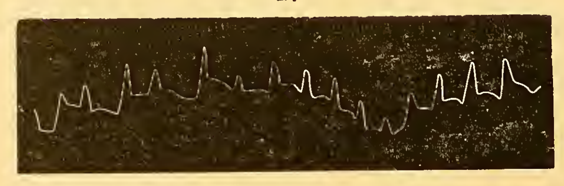
durchpassiren, während der eigentliche Hauptweg des Blutes unwegsam gemacht ist. In gleicher Weise und zwar in einem noch höheren Grade wächst der Druck in der Arterie, wenn man die zugehörige Vene durch die Ligatur verschliesst.

Fig. 55.

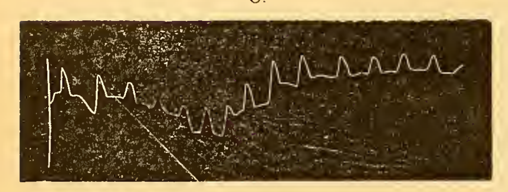
A.



B.



C.



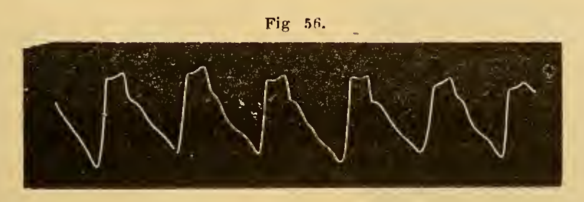
Die vorstehende Figur 55 ist ganz geeignet, den Einfluss klar zu machen, welchen die peripherische Compression, sowie die Ligatur der zugehörigen Vene auf die Gestaltung der Pulscurven in Folge der veränderten Spannung ausübt.

Die Curve A zeigt uns die normale Femoralis - Curve eines Hundes mit ziemlich stark entwickelter Rückstosselevation und mit deutlichen zum Theil auf dieser letzteren sich befindenden Elasticitätsschwankungen. Nachdem diese Curve verzeichnet war hart an der Schenkelbeuge, liess ich die Arteria femoralis in ihrem Hauptstamme im unteren Drittel des Oberschenkels comprimiren und liess nun an der oben erwähnten Stelle die Curve

B verzeichnen. Die Veränderung in Betreff des Rückschlages ist evident: die Rückstosselevation ist bedeutend vermindert. Wir erkennen aber an der Curve noch eine zweite Abweichung, auf welche ich hier nebenbei aufmerksam machen will: die Dauer der primären Elevation ist vergrössert, d. h. der Abstand zwischen den Fusspunkten ihres aufsteigenden und absteigenden Curvenschenkels ist grösser, als in der Curve *A*. Der Puls *A* ist ein Pulsus celer gegenüber *B*, der als P. tardus zu bezeichnen wäre. Dies erklärt sich sehr leicht aus dem Umstande, dass das durch die Systole eingetriebene Blut nur langsam durch die abgehenden Aeste entweichen kann. — Nun legte ich an der Stelle, wo die Compression stattgefunden hatte, die Vena femoralis blos und unterband sie, und liess nun wiederum oben an der früheren Stelle die Curve *C* verzeichnen. Diese letztere zeigt in noch höherem Grade jene Abweichungen von der normalen Femoralis-Curve, welche ich bei *B* bereits angab: Die Erklärung für dieselben passt für beide Curven in gleicher Weise.

6) Eine vermehrte Spannung im arteriellen Systeme finden wir beim Morbus Brightii. Die Niere ist nicht im Stande, in dem Maasse, in welchem durch den Nahrungstractus Flüssigkeit in das Blut eingeführt, wässerige Ausscheidungen in Form von Harn aus demselben abzuleiten. Der Druck steigt daher im arteriellen Systeme, es bildet sich im weiteren Verlaufe daher meist eine Dilatation und Hypertrophie des linken Ventrikels aus und in Folge des bedeutenden Druckes in den Arterien tritt wässeriges Exsudat in die Gewebe und in die Höhlen des Körpers. Die Pulscurven von Kranken, die an Bright'scher Krankheit leiden, geben uns Rechenschaft von diesem vorhanden grossen Drucke im Arteriensystem.

Fig 56.



Die vorstehende Figur 56. stellt die Pulscurve der Art. brachialis eines solchen Nierenkranken dar, der zugleich an Dila-

tation und Hypertrophie des linken Ventrikels litt. Verglichen mit einer entsprechenden Curve von einem Gesunden zeigt diese Curve eine sehr gering ausgeprägte Rückstosselevation. Die grosse Spannung der Arterienwand lässt sich auch daraus erkennen, dass von dem Gipfel der Curve der absteigende Schenkel in sehr schräger Linie abwärts sinkt. Ich will bei dieser Gelegenheit es nicht unerwähnt lassen, dass in unserem Falle wegen der Dilatation des linken Ventrikels die Welle des Pulses relativ gross sein musste und dieser Umstand mag in geringem Grade mit dazu beitragen, dass die Rückstosselevation so sehr klein ausgefallen ist.

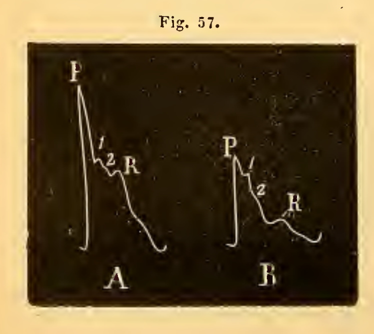
---

§. 69.

VI. Je weiter vom Herzen die Arterie entfernt ist, um so höher treten an dem absteigenden Curvenschenkel die Elasticitätselevationen hervor. (cf. §. 36 p. 115.)

Diese Thatsache, die sich aus unseren Versuchen an elastischen Schläuchen auf das Unzweifelhafteste ergibt — (man vergleiche nur Fig. 19. p. 109 mit Fig. 21. p. 117) — konnte schon desshalb den früheren Forschern nicht bekannt sein, weil die Elasticitätselevationen als solche unbekannt geblieben waren. Die angeführte Thatsache wird sofort evident bewiesen durch die Betrachtung der in Figur 57. gegebenen wohlverzeichneten Curven der Art. radialis (*A*) und dorsalis pedis (*B*).

Fig. 57.



An beiden Curven finden wir vor der Rückstosselevation (*R*) zwei Elasticitätselevationen (1, 2) im absteigenden Curvenschenkel. Aber bei der Pediaea-Curve liegt die erste (1) dicht unter dem Curvenzipfel (*P*), die zweite (2) ziemlich in der Mitte zwischen diesem und der Rückstosselevation (*R*). An der Radialiscurve ist ein ande-

res Verhältniss: hier liegen beide Elasticitätselevationen viel tiefer am absteigenden Curvenschenkel, ziemlich dicht vor dem Anfange der Rückstosselevation zusammengedrängt, in anderen Fällen die eine in der Mitte zwischen Curvengipfel und Rückstosselevation, die andere dicht vor der letzteren. Besonders interessant ist auch die Vergleichung zweier Arterienpulse, die derselben Schlagaderbahn angehören, z. B. der Art. femoralis und der dorsalis pedis. Die Curve der Femoralis zeigt die erste Elasticitätselevation dicht vor der Rückstosselevation, oder etwas höher aufwärts (siehe die spezielle Beschreibung unten), bei der Pediaea - Curve aber liegt, wie schon gesagt, die erste Elasticitätselevation dicht unter dem Curvengipfel.

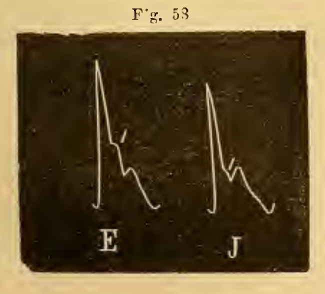
---

§. 70.

VII. Bei Steigerung des mittleren Druckes, in Folge behinderten Abflusses, in den Arterien rücken die Elasticitätselevationen im absteigenden Schenkel höher gegen den Curvengipfel empor. (cf. §. 38. pag. 120.)

Die besagte Erscheinung, welche wir an unseren von elastischen Schläuchen gewonnenen Curven alsdann beobachteten, wenn wir die Ausflussöffnung verkleinerten und hiermit zugleich den Druck steigerten (vgl. Fig. 23 A. p. 121 u. 24 A. p. 124), können wir auch an der lebenden Schlagader wiederfinden bei erhöhtem Drucke. Es gilt dies von allen den Momenten, unter deren Einfluss, wie ich schon früher auseinandersetzte, zugleich die Rückstosselevation geringer wird. Am schönsten and zugleich am leichtesten zu beobachten ist die Erscheinung bei der Verschiedenheit des Blutdruckes unter dem Einflusse der Inspiration und Exspiration.

Fig. 53



Die nebenstehenden beiden Radialis-Curven geben uns hierüber Aufschluss: *E* ist in der Exspirationsphase, also unter höherem Drucke verzeichnet, bei ihr liegt die Elasticitätselevation (1) $8,_5$ MM. vom Fusspunkt und $11,_5$ MM. vom Gipfel der Curve entfernt; in *J* ist der Abstand

zwischen 1' und der Grundlinie $5{,}_0$ MM., zwischen 1' und dem Gipfel der Curve hingegen $13{,}_0$ MM.

Für dasselbe Gesetz liefern zum Theil auch noch die nachfolgenden Beobachtungen beweisende Belege.

---

§. 71.

VIII. Bei sehr geringer Spannung der Arterienwände fallen die Elasticitätselevationen ganz fort.

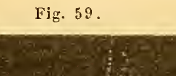
Eine so enorme Verminderung der Spannung der Arterienhäute, dass in Folge derselben die Elasticitätselevationen nicht mehr zum Ausdruck gelangen können, findet sich beim Menschen nur unter abnormen Verhältnissen einer exquisiten Verminderung des Blutes. Die Anämie kann Folge eines directen Blutverlustes oder einer consumirenden Krankheit sein. Ich habe in Fig. 53 B. p. 191. einen Puls der letzteren Art verzeichnet. Die Rückstosselevation ist hier ganz bedeutend entwickelt, die Elasticitätselevationen hingegen fehlen vollständig. (cf. §. 42. pag. 130 ffg.)

---

§. 72.

IX. In einer und derselben Arterie nimmt die Zahl der Elasticitätselevationen zu mit dem Grade der Spannung der Arterienmembran. (cf §.56. p.159. 160. Fig. 43.)

Gerade so wie die Schwingungszahl einer gespannten Saite wächst mit zunehmender Spannung derselben, gerade so nehmen auch die die Elasticitätselevationen bedingenden Schwingungen der elastischen Arterienwandung zu mit dem Grade der Spannung, in welchen sie durch den Blutdruck versetzt werden. An den elastischen Schläuchen hatten wir bereits etwas ganz Aehnliches beobachtet. Ich wähle hier in der Figur 59 zwei Radialiscurven, die unter sehr verschiedenem Blutdrucke zur Aufnahme gelangten. *A* ist


Fig. 59.



von einem fiebernden Typhuskranken: der Puls war äusserst weich, leicht wegdrückbar und der Doppelschlag durch das Tastgefühl zu erkennen. Zwei Elasticitätselevationen (1 und 2) kommen vor, die eine liegt vor, die andere hinter der Rückstosselevation (*R*). Die Curve *B* wurde gezeichnet von einem mit Intermittens anomala behafteten Individuum, während der Apyrexie nach grossen Chinindosen (nach Duchek, Zeitschrift der Gesellschaft der Aerzte in Wien. Jahrg. XVIII. II. Bd 1862. pag. 68.) Die Rückstosselevation (*R*) ist kaum noch zu erkennen, als ein etwas höher liegender flacher Hügel. Die Elasticitätselevationen (1, 2, 3, 4, 5) haben aber unter dem hier vorwaltenden höheren Druck eine Vermehrung erhalten.

Ich habe selbst ähnliche Fälle gesehen, besitze aber von diesen keine so schönen Curven, als diejenige, die ich nach Duchek mitgetheilt habe. In den von mir beobachteten Fällen war der Puls sehr hart und es war schon durch das Tastgefühl die hohe Spannung im Arterienrohre zu erkennen.

Da in einer Arterie nach der Systole die Spannung bis zu der neuen Systole allmählich abnimmt, so müssen eigentlich die Elasticitätselevationen unmittelbar nach dem Schlusse der Semilunarklappen schneller auf einander folgen, als gegen das Ende der betreffenden Pulsbewegung. Es ist mir aber an allen meinen Curven nicht gelungen, diese Differenz der Schwingungszahlen durch Ausmessung der Curven unter dem Mikroscope zu constatiren

Ich will schliesslich noch darauf aufmerksam machen, dass, je zahlreicher die Elasticitätselevationen in einer Arterie werden, desto kleiner sie meist ausfallen. Die Gründe hierfür sind Oben entwickelt. (pag. 130. § 42)

---

§. 73.

X. Die Elasticitätselevationen sind rücksichtlich ihrer Zahl in den verschiedenen Arterien des menschlichen Körpers verschieden

Der Druck in den Arterien nimmt bekanntlich von der Aorta

nach den peripherischen Stämmen allmählich ab. Während man denselben in der menschlichen Aorta auf 250 MM. Quecksilber schätzt, fand Faivre denselben in der Art. brachialis nur 110 bis 120 MM. In der Art. radialis und gar in der Art. Pediaea wird er natürlich noch geringer sein. Dieser sehr grossen Verschiedenheit in der Spannung der Gefässwandungen wird natürlich auch eine Verschiedenheit in der Schwingung dieser gespannten Membranen entsprechen. Allein hier treffen wir auf höchst complicirte Verhältnisse. Wären bei der vorhandenen ungleichen Spannung in den Arterien die Röhren überall gleich weit, die Wandung derselben überall gleich dick und mit demselben Elasticitätscoëfficienten ausgestattet, wäre das spezifische Gewicht des Materiales der Röhrenwand überall gleich, so würde sich aus den als bekannt gegebenen Spannungen in den verschiedenen Gefässen die Zahl der Schwingungen der Wände durch Rechnung ermitteln lassen. Nun ist aber die Wandung der grossen Gefässstämme reicher an elastischem Gewebe und dicker, als die muskelreichen, viel dünneren Membranen der peripherischen Schlagadern.

Wir sind im Stande, die Schwingungszahlen von Saiten bei ungleicher Spannung und Länge und bei verschiedenem Durchmesser und specifischem Gewichte zu berechnen. N und N' seien die Schwingungszahlen zweier Saiten, die berechnet werden sollen; P und P' bedeuten die spannenden Kräfte, L und L' die Längen der Saiten, D und D' ihre Durchmesser und S und S ihre spezifischen Gewichte, so haben wir die Formel

$$N : N' = \frac{\sqrt{P}}{D\,L\,\sqrt{S'}} : \frac{\sqrt{P'}}{D'L'\sqrt{S'}}$$

Es verhalten sich also die Schwingungszahlen zweier verschiedener Saiten direct wie die Quadratwurzeln aus den spannenden Kräften und umgekehrt wie ihre Längen, ihre Durchmesser und die Quadratwurzeln ihrer specifischen Gewichte.

Ich habe schon Oben, §. 30 p. 104, mitgetheilt, in welchen Punkten eine schwingende Saite abweiche von den Oscillationen eines gefüllten Gefässrohres.

Es fragt sich nun, ob sich nicht mit Berücksichtigung dieser

Abweichungen die Schwingungen der Membranen verschiedener Gefässe bestimmen lassen. Ich glaube nicht, dass der Versuch einer solchen Berechnung gelingen würde, desshalb nicht, weil die meisten zur Bestimmung nothwendig zu kennenden Werthe in der Zeit einer Pulsphase sehr veränderlich sind.

Wir sind daher lediglich auf die Empirie, auf die Beobachtung der verschiedenen Pulscurven der verschiedenen Arterien, angewiesen und diese lehrt uns eben, dass die Schwingungen der Arterienwandungen und die durch sie hervorgerufenen Elasticitätselevationen an den verschiedenen Schlagadern des menschlichen Körpers der Zahl nach verschieden sind. Die Betrachtung der einzelnen Pulse wird uns hierfür die Belege liefern.

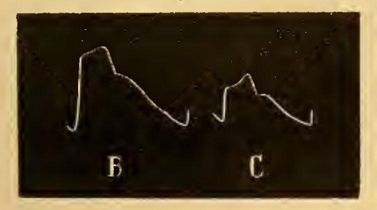
---

§. 74.

XI. Bei Krankheiten der Gefässe, welche die Elasticität derselben beeinträchtigen oder gar vernichten, werden die Elasticitätselevationen entweder stark verkleinert oder sogar völlig ausgelöscht (cf §. 44. pag. 135.)

Ich habe hier vornehmlich den atheromatösen Prozess im Auge, wie er bei hochbetagten Individuen bekanntlich nicht selten sogenannte Verknöcherung der Schlagaderwände bedingt. In den Wänden sind mehr oder weniger umfangreiche Kalkplatten eingelagert und nur die kleinen zwischen diesen liegenden Bezirke haben ihre Elasticität einigermassen beibehalten.

Fig. 60.



Figur 60 zeigt uns zwei Radialcurven und zwar *B* von einem 90jährigen, *C* von einem 86jährigen Manne, an welchen der Wegfall der Elasticitätselevationen sofort in's Auge fällt. Dass unter diesen Verhältnissen auch die Rückstosselevation, die ja auch der elastischen Wand ihre Existenz verdankt, bedeutend abgeschwächt wird, ist in keiner Weise befremdend. Dass sie sich gewöhnlich noch länger sichtbar erhält, als die Elasticitätselevationen, erklärt sich lediglich daraus, dass

sie meist ja grösser ist als letztere und sie daher bei einer gleichmässigen Verkleinerung am längsten sichtbar sein muss.*)

Verschiedene Arten des Pulses.

§. 75.

Nachdem wir im Vorhergehenden die Gesetze entwickelt haben, denen die Pulsbewegungen im Allgemeinen unterworfen sind, wollen wir nunmehr die verschiedenen Arten oder Formen des Pulses besprechen, wie sie seit Alters namentlich von den Pathologen aufgestellt worden sind. Manche der zu nennenden Formen entbehrt einer realen physiologischen Grundlage, manche andere findet in den entwickelten allgemeinen Gesetzen der Pulsbewegung bereits hinreichende Aufklärung.

Der Reihe nach werden wir besprechen:

1. Den doppelschlägigen Puls. Wir hätten nicht nöthig, ihm eine besondere Betrachtung zu widmen, weil er eigentlich keine abweichende Pulsform darstellt, sondern nur der prägnantere Ausdruck der normalen Pulsform ist. Er verdient aber gleichwohl eine besondere eingehende Besprechung wegen der Wichtigkeit, welche ihm stets von Seiten der Aerzte beigelegt worden ist und wegen der grossen Zahl specieller Arbeiten, welche die Pulsforscher demselben haben angedeihen lassen.

2. In zweiter Linie haben wir zu besprechen die Pulsverschiedenheit nach der Zeit der einzelnen Schläge.

3. Sodann ist es der verschiedene Rhythmus der Pulse, welcher verschiedenen Arten von Pulsen ihre Entstehung gibt.

4. Auch je nach der wechselnden Stärke des Pulsschlages müssen wir verschiedene Pulsformen von einander trennen.

5. Die verschiedene Grösse der pulsatorischen Bewegung ist nicht minder im Stande, verschiedene Arten von Pulsen zu erzeugen.

6. Endlich ist es der von uns so genannte Anakrotismus der Pulscurven, welcher eine besondere eingehende Besprechung verlangt.

---

*) Ueber die zeitlichen Verhältnisse der Rückstosswellen unter solchen Verhältnissen siehe Unten § 102.

§. 76.

I. Der doppelschlägige Puls: Pulsus dicrotus und die Unterart P. caprizans.

Der schon in hohem Alterthume von Archigenes beschriebene doppelschlägige Puls (Pulsus dicrotus, resiliens, bis feriens, bis pulsans) ist keineswegs, wie selbst Vierordt noch geneigt war anzunehmen, als eine besondere Art von Pulsen zu betrachten; derselbe entsteht vielmehr lediglich dadurch, dass gewisse Bewegungserscheinungen im diastolischen Theile des Pulses deutlicher hervortreten, als es unter normalen Verhältnissen der Fall ist, so dass dieselben nun dem tastenden Finger leicht zur Perception kommen können. Genauer gesagt ist es nur die Rückstosswelle, welche an Grösse zunimmt, während die Elasticitätselevationen eher an Zahl und an Grösse einbüssen.

Bevor ich auf die Begründung der Erscheinungen am Dicrotus näher eingehe, ist es nicht ohne Interesse, die Ansichten der früheren Forscher über denselben zu vernehmen.

Albers*) nahm an, dass der doppelschlägige Puls herrühre von zwei schnell hinter einander erfolgenden Systolen des linken Ventrikels und er glaubte sogar, dass einer jeden systolischen Bewegung besondere Herztöne entsprächen. Aehnlich erklärte schon früher Marquet den Doppelschläger und glaubte als Ursache desselben annehmen zu müssen, es sei in der Blutbahn irgend ein Hinderniss, gegen welches das Herz mit wiederholtem Schlage anarbeiten müsse. Gegen diese Ansicht spricht entscheidend sofort der Umstand, dass mitunter der Dicrotus nur an einer begränzten Strecke des Schlagadergebietes angetroffen wird. Wäre wirklich eine Doppelsystole vorhanden, so müsste in allen Schlagadern der Doppelschlag auftreten. Wir wissen ferner, dass dem Doppelschläger stets nur ein Herzchoc entspricht und die Auskultation kann uns bei jedem Falle entscheidend darüber Aufklärung geben, dass auch nur einmal die Herztöne sich vernehmen lassen.

Nach einer zweiten Ansicht soll das Blut durch die

---

*) Allgem. Pathologie. Bonn 1844. Bd 2.

Contraction des Ventrikels zuerst schnell, dann langsam und endlich wieder schnell in die Aorta hineingeworfen werden. Also nicht zwei Systolen, sondern eine mit ungleicher Geschwindigkeit in ihrer Bewegung thätige soll den Dicrotus bewirken. Das partielle Auftreten des letzteren spricht gegen diese Annahme, ausserdem der leicht constatirbare Umstand, dass der zweite Schlag in die Diastole fällt.

Die Ursache des Dicrotus kann dem vorhin Gesagten entsprechend nicht von Seiten des Herzens gegeben sein. Es haben sich desshalb andere Forscher bemüht, die Ursache in den Schlagadern selbst zu suchen.

Archigenes, der dem doppelschlägigen Pulse seine Aufmerksamkeit geschenkt hat, erklärte sich das Entstehen desselben so, dass er annahm, unter gewissen Verhältnissen werde die Arterie durch den Puls so stark aus ihrer Lage emporgehoben, dass sie eine Nachschwingung mache, so wie ein auf den Amboss geworfener Hammer nochmals nachschlage.

Galenus ferner erklärt, wie ich Oben bereits nachgewiesen habe, den Doppelschläger, als durch elastische Nachschwingung des systolisch stark gespannten Arterienrohres hervorgebracht.

Parry und Hamernik nehmen an, dass der erste Schlag durch die Systole des linken Ventrikels in gewöhnlicher Weise hervorgebracht werde. Nun sollen sich, wie es auch wirklich ja der Fall ist, während desselben die Arterien durch ihre Ausdehnung schlängeln. In der Diastole wird nun die Arterie wieder enger und zugleich kürzer. Durch dieses Zurückgehen der gebogenen Arterie in eine geradere Lage soll der zweite Schlag hervorgebracht werden. Diese Interpretation ist durchaus unerwiesen.

Nach einer anderen Ansicht soll der zweite Schlag hervorgebracht werden durch eine auf die Systole folgende Contraction einer centralwärts liegenden Arterienabtheilung, wodurch eine positive gegen die Peripherie sich hinbegebende Welle entstehen soll. Diese Ansicht ist schon deshalb völlig unrichtig, weil man ja an Schläuchen dikrote Pulse erzeugen kann, die doch ganz offenbar einer activen Contractionsfähigkeit entbehren.

Man hat ferner daran gedacht, ob der Dicrotus nicht da-

durch entstehen könne, dass die primäre Welle an der Peripherie reflectirt werde von den kleineren Arterienästen aus, woselbst die primäre Welle Widerstand finden solle. Die Verjüngung des Lumens der Arterienäste kann wohl kaum hier gemeint sein, wenn man bedenkt, dass der Querschnitt der gesammten arteriellen Röhren gegen die Peripherie hin stets zunimmt. Ausserdem ist ja die Verjüngung der arteriellen Röhren eine so allmähliche, dass es wohl sehr schwer halten würde, nun jene Stelle anzugeben, wo die Reflexion stattfinden solle. Es ist mir Angesichts dieser Bedenken allein schon eigenthümlich erschienen, dass diese Ansicht noch vor nicht langer Zeit in Duchek*) einen Vertreter gefunden hat. Ausser diesen theoretischen Bedenken gibt es aber einen entscheidenden Gegenbeweis, der von mir zuerst geführt ist, nämlich folgenden: Wäre der zweite Schlag hervorgebracht durch ein Zurückprallen der primären Welle von der Peripherie her, so müsste derselbe in den peripherischen Arterienästen eher auftreten, als in den mehr central belegenen, denn um von der Peripherie centralwärts zu verlaufen, bedarf die Welle ja doch der Zeit. Je näher also dem Herzen, um so später müsste der zweite Schlag auftreten. Ein einziger Blick auf eine sphygmographische Curve der Arteria pediaea und der Carotis lehrt aber gerade das Umgekehrte, an ersterer Arterie zeigt sich der zweite Stoss bedeutend später, als an der letzteren.

Andere Experimentatoren glaubten, die primäre Welle werde reflectirt von der Theilungsstelle der Aorta abdominalis in die beiden Iliacae communes. Die Ansicht ist französischen Ursprunges, indem Beau zur Stütze derselben den auffälligen Irrthum heranzog, in den Arterien der unteren Extremität existire der Doppelschlag nicht. Marey hat sich Anfangs dieser Hypothese angeschlossen, später (1863) aber dieselbe verlassen.**) Durch Hermann ist diese sonderbare Ansicht sogar in ein deutsches Schulbuch übergegangen.***) Die neueste Auflage dieses Werkes (1870 pag. 72) meldet statt dessen in Betreff der Nachschläge:

*) Wiener mediz. Jahrb. 1862. pag. 49 ffg.

**) In seinem Hauptwerke. pag. 274 Note.

***) Grundriss der Physiologie. Berlin 1863. pag. 59

„Die Ursache derselben sind theils von den Enden der Arterien reflectirte Wellen, theils die durch den Rückstrom beim Schluss der Aortenklappen entstehende Thalwelle.“ Es ist wohl nicht nöthig nachzuweisen, dass diese Ansichten die bedenklichsten aller sind.

Volkmann meinte, dass beim Pulsus dicrotus die primäre systolische Welle sich im Medium des Blutes schneller fortbewege, als in den Geweben der Arterienwand Durch diese Verspätung entstehen zwei Schläge. Es lässt sich nicht leugnen, dass diese Interpretation geistreich ist, allein schon Vierordt*) behauptete, dass solche Annahme den Fundamentalsätzen der Wellenlehre widerspreche.

Vierordt selbst, der während seiner Pulsstudien nicht Gelegenheit zur Beobachtung eines Dicrotus gehabt hat, hält folgende Hypothese für nicht unwahrscheinlich. „Denkbar wäre es, dass gewisse Arterien ihr Blut schneller entleeren in die Venen, in Folge geringer Widerstände in der betreffenden Capillarität; vermöge der Abspannung dieser Arterien würde Blut aus anderen pralleren Arterien, die sich nicht so leicht peripherisch entleeren können, in die ersteren zurückfliessen, so dass in diesen eine zweite Spannungswelle entstände, während die Blut abgebenden Gefässe Anlass zu einer Erschlaffungswelle gäben.“**)

Ludwig erörterte in seinem Lehrbuche der Physiologie die Ursachen des Dicrotus und gab folgende Möglichkeiten für das Zustandekommen desselben an:

1) Elastische Nachschwingung, welche möglich sei bei umfänglichen, rasch vollendeten und langsam einander folgenden Herzcontraktionen.
2) Variable, absatzweise sich vollziehende, Geschwindigkeit der Ventrikelcontraction während der Dauer einer Systole.
3) Wellenreflexion.

Meissner***) glaubt, dass eine Wellenreflexion von der Peripherie her allein bei lokal beschränktem und constanten Pulsus

*) Arterienpuls. pag 187.

**) l. c. pag. 187.

***) Bericht über die Fortschritte der Anatomie und Physiologie für 1856. pag. 471.

dicrotus in Frage kommen kann. Er hat einen solchen Fall beobachtet und nimmt an, dass der den Wellenreflex erzeugende Widerstand wohl in dem Theilungswinkel oder in einer nahezu rechtwinkeligen Biegung einer nicht zu engen Arterie zu suchen sei.

Reichert*) konnte bei Fischembryonen, welche er unter dem Mikroscope beobachtete, das Zustandekommen des Pulsus dicrotus in zweifach verschiedener Weise beobachten Waren nämlich die Embryonen bereits geschwächt und im Absterben begriffen, so vollführte die Herzkammer die Systole in zwei Absätzen. In Folge dessen erhielt die Blutsäule einen doppelten Stoss und so entstand ein dicrotischer Puls. Eine zweite Art des Zustandekommens des Dicrotus geschah dadurch, dass die Systole der Vorkammer direkt durch den Ventrikel hindurch auf die arterielle Blutsäule wirkte. Es fand dieses Statt, wenn nach Aufhören der alterirenden Bewegung der Vorkammer und der Kammer, die ohne Kappen versehenen Ostia atrioventriculare und arteriosum keinen Verschluss mehr hervorbringen konnten. —

Die Frage nach der Natur und den ursächlichen Momenten des doppelschlägigen Pulses trat in eine vollkommen neue Phase, seitdem man erkannte, dass der dikrote Nachschlag nicht ein pathologisches, sondern ein physiologisches Phänomen sei, welches nur desshalb unter normalen Verhältnissen scheinbar fehle, weil der tastende Finger nicht hinreichend feinfühlend sei, um dasselbe in den engeren Grenzen seiner physiologischen Ausbildung nachzuweisen.

Marey hat zwar nicht das Phänomen der Doppelschlägigkeit des normalen Pulses entdeckt, dies Verdienst ist ein deutsches, es gebührt Chelius (1850) cf. p. 36, allein er hat mit Hülfe seines Instrumentes über die Doppelschlägigkeit genaue Untersuchungen angestellt und die Ursache der Erscheinung klar zu machen sich bestrebt. Marey hat an elastischen Schläuchen sowohl, wenn auch in beschränkter und unzureichender Weise, als auch namentlich an der lebenden Pulsader experimentirt. Im Capitel XIII.

---

*) Beobachtungen über die ersten Blutgefässe und deren Bildung, sowie über die Bewegung des Blutes in denselben bei Fischembryonen Studien des physiologischen Instituts zu Breslau. — Leipzig 1858

seines grösseren Werkes, welches dem doppelschlägigen Pulse gewidmet ist und in welchem er sich dafür erklärt, dass der Doppelschlag die Eigenschaft des normalen Pulses sei*), gibt er zugleich die Erklärung für das Zustandekommen der Erscheinung. Er sagt: (pag. 271.) ... l'ondée lancée par le ventricule se port vers la périphérie et, par suite de la vitesse acquise, abandonne les régions initiales de l'aorte pour distendre les extrémités du système artériel. Arrêtée en ce dernier point par l'étroitesse des artères qui lui fait obstacle, elle reflue vers l'origine de l'aorte; mais cette voie est fermée par les valvules sigmoides. Nouvel obstacle, nouveau reflux, et par suite nouvelle ondulation (ou rebondissement). Ces oscillations alternatives se produisent jusqu' à ce qu' une contraction du ventricule vienne y mettre fin en produisant une pulsation nouvelle.

In dieser Erklärung findet sich zunächst ein Irrthum vor: Marey nimmt an, dass die verjüngten Enden der Arterien dem durch die Systole in die Arterien geworfenen Blute sich als Hinderniss entgegenstellen, von welchem dasselbe gegen das Herz hin zurückströme. Die verjüngten Arterienenden haben aber mit der rücklaufenden positiven Welle gar nichts zu schaffen. (cf. p. 207.) Es lässt sich dies am allereinfachsten dadurch beweisen, dass es ja gelingt, an elastischen Schläuchen nur absteigende Curvenschenkel, welche vollständige Dikrotie zeigen, zu verzeichnen. Der Dikrotismus zeigt sich ja ferner auch an solchen Röhren, die in ihrer ganzen Ausdehnung gleich weit sind. Ich habe daher mit gutem Grunde es schon früher**) ausgesprochen, dass die positive Pulswelle der Arterienwand entlang läuft und ihren Verzweigungen bis zu den stets kleineren Röhren folgt, wo sie erlischt. Die positive Welle, welche den Rückstoss an den Semilunarklappen erfährt, ist eine neue Welle, über deren Bildung ich zu handeln haben werde.

Noch in einem zweiten Punkte muss ich Marey entgegen-

---

*) Le dicrotisme du pouls est un phénomène physiologique, on l'observe presque chez tous les sujets; seulement il n'est sensible au doigt que dans les cas ou il est extrêmement prononcé. L. c. pag. 264.

**) Archiv für Anatomie, Physiologie und wissenschaftlicher Medizin von Dubois-Reymond und Reichert. 1864. pag. 91.

treten, es ist dies die, wenn auch nicht an dieser Stelle, so doch in seinem Buche sich so oft findende Verwechselung von Strombewegung des Blutes und der Wellenbewegung desselben. In dieser Beziehung hat auch Chauveau, der mit Marey vielfach zusammen gearbeitet hat und der eine besondere Methode für die Bestimmung der Geschwindigkeit des Blutes in den Gefässen angegeben hat, mancherlei Verwechselungen gemacht.

Die Strombewegung ist eben die Bewegung der Masse, die Wellenbewegung die Bewegung einer Form.

Die Ansicht, dass die dikrotische Erhebung des Pulses herrühre von einer positiven, an den geschlossenen Semilunarklappen zurückprallenden Welle, ist übrigens nicht zuerst von Marey, sondern von Buisson*) aufgestellt worden. Marey sucht dieselbe zu begründen, indem er mit Recht auf die grosse Uebereinstimmung der Chauveau'schen Schnelligkeitscurve des Blutstromes und der sphygmographischen Curve hinweist. (l. c p. 273.)

Weiterhin sucht Marey die Bedingungen zu eruiren, welche auf die grössere oder geringere Deutlichkeit der dikroten Erhebung von Einfluss sind. Dringt die primäre Welle vom Ventrikel her mit grosser Schnelligkeit in das Arterienrohr ein, so soll die dikrotische Erhebung besonders deutlich, tritt sie langsam ein, so soll sie undeutlich erscheinen. Es sollen Fälle vorkommen, in denen die Welle anfangs schnell, gegen ihr Ende hingegen langsam vorrückt: in diesen Fällen soll auch der Dikrotismus undeutlich sich entwickeln.

Auch den Einfluss, den die Elasticität der Arterien auf die dikrote Erhebung ausübt, hat Marey in Betracht gezogen, indem er angibt, dass, je grösser die Elasticität der Arterienwand ist, um so grösser auch die Dikrotie ausfalle, und umgekehrt. Er fand dies Gesetz, das er schon theoretisch begründen zu können glaubte, bestätigt durch Versuche an stark elastischen und wenig elastischen Schläuchen und an den relativ stark elastischen Arterien jüngerer Leute im Gegensatze zu den rigiden Schlagadern alter Individuen.

---

*) In dessen Inaugural-These: Quelques recherches sur la circulation du sang à l'aide des apparails enregistreurs. Paris 1862.

In Bezug auf die arterielle Spannung ermittelte Marey, dass der Dikrotismus stärker hervortrete bei schwacher Spannung im Arteriensysteme, als bei starker. Er fand dies bewiesen zunächst dadurch, dass nach einem Aderlass der Dikrotismus deutlicher hervortritt, ebenso deutlicher an Pulsen, welche nach einem Aussetzen des Pulses geschrieben werden, deutlicher ferner an der Art. radialis bei aufrechter Stellung, endlich auch, wenn durch Applikation von Wärme die kleinen Gefässe erweitert wurden. Undeutlicher dagegen zeigte sich der Dikrotismus nach Applikation von Kälte, welche die kleinen Arterien zur Contraction bringt, undeutlicher ferner wurde er an der Art. radialis, wenn er die Arteriae femorales gleichzeitig comprimirt hatte.

Bei ungleichen Pulsen fand Marey, dass die kleineren allemal eine deutlichere Dikrotie zeigten, als die grossen.

Was endlich die Zahl der dikroten Erhebungen anbetrifft, so gibt Marey an, dass bei langsamen Pulsen die Erhebungen klein aber zahlreich (er zählte bis 5 an der Art. radialis bei 48 Schlägen in der Minute), bei schnellen Pulsen hingegen spärlich aber gross seien.

In diesem Punkte befindet sich Marey jedoch in einem Irrthume, da er die Rückstosselevation und die Elasticitätsschwankungen beide für identisch hält in ihrem Ursprunge, als durch Reflexionswellen entstanden.

In Frankreich hat sich A. Cousin*) in allen wesentlichen Punkten den Marey'schen Deductionen angeschlossen, hat aber auch zugleich meinen Arbeiten, wie er selbst anführt**), manche Ansichten entlehnt.

Die Arbeiten von O. Neumann, die mit eigens construirten Apparaten, wie wir Oben (p. 37 u. 42) berichtet haben, ausgeführt wurden, führten zu folgenden Resultaten:

1) dass die Contraction der Schlagader in zwei — an dem aufgesetzten Manometer als deutlich unterscheidbare Senkungslinien erscheinenden — Zeitabschnitten erfolgt, zwischen denen eine abermalige durch eine diastolische Welle bedingte Expansion der Gefässe stattfindet;

*) Essai sur le Sphygmographe et ses applications cliniques. Strasbourg 1864.
**) L. c. pag 19

2) dass das Längenverhältniss dieser Senkungslinien zu einander mit dem Ort der Beobachtung des Pulses wechselt und zwar, dass die erste derselben um so länger wird auf Kosten der zweiten, je mehr der Puls nach der Peripherie zu fortgeschritten ist, und umgekehrt;

3) dass dagegen die zwischen den Momenten der arteriellen Contraction liegende — am Manometer durch abermaliges Steigen der Flüssigkeit sich kund gebende — diastolische Welle um so kleiner wird, je weiter sich der Puls vom Herzen entfernt;

4) dass diese diastolische Welle durch eine Reflexion des Blutes von Seiten der Aortenklappen bedingt wird;

5) dass ceteris paribus diese Welle im Allgemeinen vergrössert wird:

a) durch Vermehrung der Herzthätigkeit,

b) durch Verminderung der arteriellen Spannung;

6) dass der zweite Schlag des Pulsus dicrotus durch jene von den Aortenklappen aus reflectirte Welle erzeugt wird;

7) dass also dieser zweite Schlag in die Zeit der Diastole des Herzens fällt;

8) dass somit der Doppelschläger nur gradweise, nicht dem Wesen nach von dem einfachen Puls verschieden ist, d. h. dass der zweite Schlag nur durch eine abnorme Verstärkung der schon beim einfachen Puls vorhandenen, nach der Peripherie zu reflectirten Welle entsteht;

9) dass ceteris paribus die gewöhnliche Entstehung des Dicrotus durch eine Verstärkung der Herzaction oder eine Verminderung der Gefässspannung bedingt werde.

Kurz nach Veröffentlichung meiner Arbeiten über den Puls erschienen die im Verein mit Botkin angestellten „Untersuchungen über den Puls mit Hülfe des Marey'schen Sphygmographen“ *) von Koschlakoff. Dieser Forscher hat mit grosser Umsicht den pulsatorischen Bewegungen an elastischen Schläuchen seine Studien gewidmet, allein, da derselbe den Unterschied von Rückstosselevation und Elasticitätselevation nicht ermittelt hat, so bleiben seine immerhin schätzenswerthen Beiträge von dem Ziele des

*) Virchow's Archiv. 1864 Bd. 30. pag. 149—176.

richtigen Verständnisses entfernt. Koschlakoff erregte die Wellen im elastischen Schlauche theils dadurch, dass er das Wasser durch Oeffnen eines Hahnes einströmen liess, theils dadurch, dass er es mit einer besonders construirten Pumpe einpresste. Es fand sich nun, dass eine künstliche nicht doppelschlägige Pulscurve dadurch in eine doppelschlägige verwandelt werden konnte, dass er entweder die eintreibende Kraft verstärkte, oder das Ausflusshinderniss verminderte. In umgekehrter Weise liess sich aus einem vorhandenen doppelschlägigen künstlichen Pulse ein einfacher umbilden. In einer schnell sich vollziehenden Systole erkennt Koschlakoff eine nothwendige Bedingung für die Entstehung des Pulsus dicrotus; eine langsame Ventrikelcontraction hebt hingegen die Möglichkeit für die Entstehung des letzteren auf; der Seitendruck ist ohne Einfluss darauf. Die Erweiterung der elastischen Röhre war eine um so bedeutendere, je schneller die betreffende Quantität Wasser in dieselbe eingepumpt wurde. Hierbei traten Nachschwingungen auf, die bei langsamer Dehnung vermisst wurden. Die Mittheilungen Koschlakoff's über die Gestalt der Pulscurven der lebendigen Schlagader sind von geringfügigerer Bedeutung.

Die ausgezeichnete Arbeit von O. J. B. Wolff*) ist vorwiegend der Betrachtung der Pulscurven der Arteriae radialis und pediaea gewidmet, sowohl im gesunden, wie im krankhaften Zustande. Ein reiches Beobachtungsmaterial mit grossem Fleisse zusammengestellt und mit treffenden scharfsinnigen Erörterungen begleitet. O. J. B. Wolff hält sich streng an seine Curven und scheint es sogar ängstlich zu vermeiden, über die Ursachen der Erhebungen sich zu äussern. Wenn derselbe als Ursache der Erhebungen im absteigenden Curvenschenkel gelegentlich wiederholte Schwingungen der Aortenklappen, „oder genauer absatzweise Systole der Aorta“ angibt, so ist das allerdings ein entschiedener Irrthum. Immerhin verdient diese Arbeit es, den Pathologen als Richtschnur zu dienen bei Untersuchungen über den Puls in verschiedenen Krankheitszuständen und ich zweifle nicht, dass nach dieser Richtung hin noch ein grosser Schatz wichtiger Aufschlüsse

---

*) Characteristik des Arterienpulses. Leipzig, Engelmann. 1865.

zu erreichen sein wird. Die mitgetheilten Curven sind in technischer Beziehung als ganz besonders gelungen zu betrachten.

Rive*) hat nach Gründen geforscht, welche den Beweis liefern könnten, ob die dikrotische Erhebung eine der Arterienwand eigenthümliche Bewegungserscheinung sei, oder ob sie lediglich herrühre von Eigenschwingungen des Instrumentes von Marey. Die Feder seines Sphygmographen frei geprüft, vollführte Schwingungen von $0,_{13}$ Sekunden. Die dikrotische Erhebung an der Wand der Art. radialis fand er jedoch nach der primären Elevation $0,_{25}$—$0,_{31}$ Sekunden später eintreten. Hieraus konnte er allerdings mit vollem Rechte schliessen, dass der Doppelschlag kein einfaches Nachschwingen der Feder des Sphygmographen vorstellen könne. Man vergleiche meine Versuche pag. 54.

Rive erkennt also auch in dem Phänomen des Dikrotismus den Ausdruck einer der Arterienwandung eigenthümlichen Bewegung. In der Erklärung der Erscheinung schliesst er sich der bekannten Buisson'schen Theorie im Allgemeinen an. Eine absatzweise erfolgende Systole verwirft er mit Recht, weil zur Zeit der sekundären Elevation bereits die Semilunarklappen der Aorta geschlossen seien.

Die uns bekannte Erbebung im absteigenden Curvenschenkel zwischen dem Gipfel der primären Elevation und der sekundären Erhebung hat Rive gleichfalls beobachtet. Er glaubt jedoch irrthümlicher Weise, dass dieselbe vor Schluss der Semilunarklappen sich ausbilde und denkt daran, dass sie durch Reflexion aus dem Herzen näher gelegenen Theilen entstehen könne. In gleicher Weise ist Rive eine der Rückstosselevation nachfolgende kleine Erhebung nicht entgangen Er vermuthet, diese sei das Erzeugniss einer abermaligen Reflexion, es sei also die zweite Rückstosselevation.

Neuerdings hat sich auch E. Divers**) der Ansicht angeschlossen, der Nachschlag entstehe durch das Zurückprallen des Stosses gegen die Semilunarklappen der Aorta. Dagegen hat im

---

*) De sphygmograaf en de sphygmographische Curve. Dissert. Utrecht. 1866.

**) The causes of the events in arterial pulsation. British medical journal. 1867 II pag. 96.

British medical journal ein Anonymus*) die Ansicht ausgesprochen, der Nachschlag entstehe dadurch, dass durch die Contraction des Vorhofes eine Welle durch die geschlossenen Semilunarklappen der Aorta sich fortpflanze. Diese Ansicht ist offenbar unrichtig, weil bei irregulären Pulsen die Zeit für das Eintreten der Rückstosselevation gleichbleibt. Wäre die Ansicht richtig, so müsste nach einer Pause dieselbe allemal sehr lange ausbleiben. Ausserdem ist constant die Zeit zwischen Contraction des Vorhofes und des Ventrikels viel kürzer, als die zwischen der Rückstosselevation und der nächstfolgenden primären Elevation bei normaler Frequenz ist, wie schon Sanderson bemerkte.

Onimus und Viry**) glauben, die dikrotische Erhebung entstehe durch eine Reflexion der primären Pulswelle von der Peripherie. Die so von der Peripherie aus gegen das Herz zurückkehrende Welle werde auf ihrem centripetalen Laufe nach und nach abgeschwächt und daher komme es, dass in Arterienbezirken, die dem Herzen näher belegen seien, die dikrotischen Erhebungen niedriger ausfallen, als in peripherischen Bahnen. Diese Ansicht ist eine irrthümliche, ebenso wie auch die nun folgende. Die beiden Forscher nehmen nämlich merkwürdiger Weise an, dass der Widerstand, welcher die Reflexion der primären Welle an der Peripherie bedinge, zu suchen sei, nicht allein in den Éperons, die an den Theilungsstellen der Arterienäste in den Strom hineinragen, sondern auch und zwar sogar hauptsächlich in den in den Capillaren sich befindenden Blutkörperchen. Diese seien dicker, als die Weite der Capillaren betrage und sie müssten sich, um durchzukommen, abplatten. Daher komme es, dass nach bedeutenden Aderlässen, welche die Blutkörperchen in den Capillaren verminderten, der Puls sich durch die Capillaren hindurch bis in die Venen sich fortpflanze; dasselbe ereigne sich bei stark gedehnten Capillargefässen, ferner bei stark vermehrtem Blutzufluss, zum Beispiel an einer Speicheldrüse.

---

*) Ebendort. 1867 II. pag. 96.

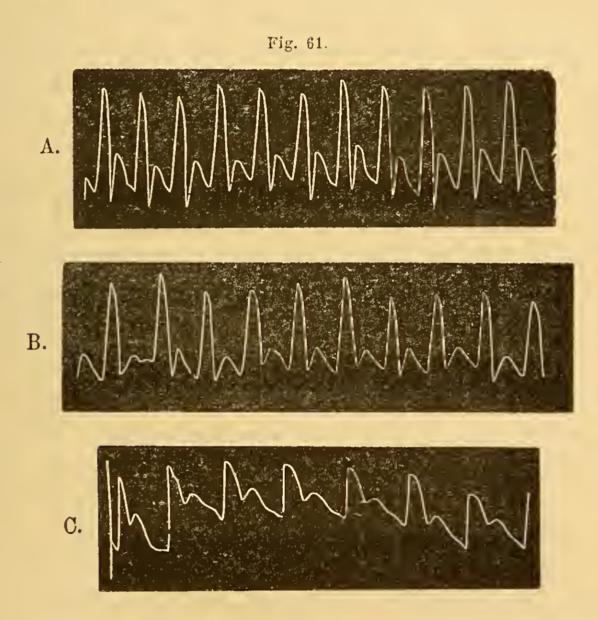
**) Étude critique des tracés obtenus avec le cardiographe et le sphygmographe. Joural de l'anatomie et de la physiologie. 1866 pag. 71 und 148.

§. 77.

Wenn ich nach den gegebenen Mittheilungen der genannten Forscher nunmehr selbst meine Ansichten über den Pulsus dicrotus äussern soll, so glaube ich auf drei Punkte besonderes Gewicht legen zu müssen.

Zur Erläuterung gebe ich drei dikrote Brachialiscurven, von denen *A* und *B* von fiebernden Typhuskranken entnommen sind, *C* hingegen von einem Manne im Schweissstadium einer Intermittens herstammt. Alle drei waren durch das Tastgefühl als dikrot zu erkennen.

Fig. 61.



I Zur Entstehung des Pulsus dicrotus wirkt unter allen Umständen begünstigend eine kurze primäre Pulswelle. (cf. § 43. pag. 134.)

Beachtungswerth ist in dieser Beziehung besonders die Menge des Blutes, welche bei jeder Systole in das Aortensystem hineingeworfen wird. Ist das Blutquantum nicht geringer, als unter normalen Verhältnissen, so muss, damit die Welle hinreichend kurz sei, der Ventrikel sich mit grösserer Schnelligkeit contra-

hiren. Ist die Blutmenge hingegen stark vermindert, sei es in Folge consumirender Krankheiten, sei es in Folge directer Blutverluste, so werden wir eine kurze Pulswelle haben, selbst wenn der Ventrikel sich nicht energischer wie gewöhnlich contrahirt.

Man hat bis dahin auf diese Verhältnisse nicht das richtige Gewicht gelegt. Es kann Pulsus dicrotus dem Gesagten entsprechend, sowohl bei verstärkter, als auch bei debilitirter Herzaction vorkommen. In manchen Fällen von Fiebern, wie beim Typhus, der Intermittens u. s. w., treffen wir den Dicrotus mitunter bei gleichzeitig verstärkter Herzaction: die Herztöne sind lauter, das Herz schlägt mit heftigerem Schlag an die Brustwand, so dass sogar der verstärkte Impuls äusserlich sichtbar wird, das Herz schlägt endlich frequenter. Es kommt aber auch der Dikrotus vor bei geschwächter Herzaction, ich erinnere nur an die Fälle hochradigster Anämie. In jedem besonderen Falle hat man daher zu achten, ob der Herzschlag verstärkt oder geschwächt sei.

II. Zur Entstehung des Pulsus dicrotus wirkt begünstigend eine verminderte Spannung im arteriellen Systeme. (cf. §. 38. p. 120.) Je geringer die arterielle Spannung, desto leichter entsteht der Dicrotus und umgekehrt. Die Spannung der Schlagadern und die Kürze der primären Pulswelle sind zwei Momente, welche sich zur Erzeugung des Dicrotus unterstützen, ja sich zum Theil sogar gegenseitig compensiren können. Kurze energische Systole und geringe arterielle Spannung liefern die günstigsten Chancen für die Entstehung des Doppelschlages. Ist der intraarterielle Druck weniger vermindert, so kann eine energischere und kürzere Systole des Herzens diesen Fehler compensiren. Aber auch umgekehrt: ist die Systole weniger kurz und energisch, so kann eine beträchtlichere Druckabnahme im arteriellen Systeme die Ungunst dieses Momentes eliminiren. Aber es ist niemals möglich, dass bei starkem arteriellen Drucke und langdauernder, grosser, wenig energischer Systole ein Dicrotus entstehe.

Die Abnahme des arteriellen Druckes kann in drei Ursachen gesucht werden, nämlich bei normaler Blutmenge entweder darin, dass das Herz bei jeder Systole nur ein geringes Quantum Blut in die Aorta treibt, wobei zugleich noch die Folge der Herzcon-

tractionen verlangsamt sein kann, oder darin, dass — ebenfalls bei normaler Blutmenge — die Ausflussöffnungen der Schlagadern, die kleinen arteriellen Gefässe, sich erweitern. Endlich kann der Grund dafür liegen in einer allgemeinen Verminderung der Blutmasse.

Man wird bei einem vorliegenden speciellen Falle von Pulsus dicrotus darauf hin zu untersuchen haben, welche von diesen drei Ursachen zur Herbeiführung der verminderten Arterienspannung wirksam ist, denn alle drei, sowohl einzeln, als auch zum Theil combinirt, können hier eingreifen.

Ist der Pulsus dicrotus nur in einer bestimmten Provinz des Gefässsystems vorhanden, so kann für das Auftreten in diesem Gebiete nur eine Erweiterung der kleinen arteriellen Gefässe den Ausschlag gegeben haben. Diese letzteren stehen aber unter dem Einflusse der Gefässnerven und es deutet ein lokaler Dicrotus meines Erachtens auf Paralyse oder Parese des vasomotorischen Nervenapparates der betreffenden Gefässprovinz hin. Es ist bekannt, dass man den lokalen dikrotischen Puls zum Verschwinden bringen kann, wenn man die Spannung in dem betreffenden Schlagadergebiet steigert, was am einfachsten durch collaterale Fluction bedingt wird in Folge von Compression anderer grösserer Schlagadern. Ich glaube überhaupt, dass in den Fällen, in denen das Blutquantum nicht absonderlich vermindert ist, der besagte Zustand des vasomotorischen Nervenapparates für die Entstehung des Dicrotus wohl meistens wirksam ist. Ich stütze mich für diese Ansicht einmal auf den Umstand, dass man bei vorhandenem Dicrotus im Fieber ja so oft andere Zeichen für die herabgesetzte Aktion der vasomotorischen Nerven findet: Röthung, Schwellung, erhöhte Temperatur und vermehrte Transsudation der Haut, sowie weiche grosse Arterien. Ich stütze mich zu Gunsten dieser Ansicht aber weiterhin noch besonders auf meine Versuche an elastischen Schläuchen, welche uns gelehrt haben, dass gerade die Erweiterung der Ausflussöffnungen einen so ausserordentlich grossen Einfluss auf das Zustandekommen des Dicrotus haben. (cf. pg. 123.) Und das Eine wage ich sicherlich zu behaupten: dass bei einem

Krampfe der kleineren arteriellen Gefässe wohl niemals ein Pulsus dicrotus entstehen könne.

III. Zur Entstehung des Pulsus dicrotus ist es unbedingt nothwendig, dass die Arterienwandung die normale Elasticität besitze.

Eine so grosse Excursion im diastolischen Curventheile ist eben nur möglich an einer Arterienwand, die sich eben vermöge ihrer Elasticität der Pulsform des flüssigen Gefässinhaltes mit Leichtigkeit anschwingen kann. Es lehrt überdies die Erfahrung, dass der Dicrotus bei Leuten mit verkalkten Arterienwandungen nicht vorkommt.

Wir haben somit die drei Hauptfactoren, welche bei der Entstehung des Pulsus dicrotus thätig sein können, kennen gelernt. Im besonderen vorliegenden Falle wird es die Sache des Arztes sein müssen, abzuwägen, welchem derselben vorwiegend die Entstehung zuzuschreiben sei.

Der Pulsus caprizans als Spielart des P. dicrotus.

§. 78.

Auf das nächste verwandt mit dem Pulsus dicrotus ist der schon im Alterthume wohl bekannte Pulsus caprizans (*σφυγμὸς δορκαδίζων*). Es scheint unentschieden, ob Herophilus oder Rufus von Ephesus diese Pulsart zuerst beschrieben habe. Die Eigenthümlichkeit dieser Pulsart besteht darin, dass der tastende Finger statt der normalen einfachen Elevation einen Doppelschlag fühlt, jedoch der Art, dass der kleine Schlag gleichsam ein Vorschlag, ein Auftakt des eigentlichen grossen Pulsschlages ist. Wie beim Dicrotus ist nämlich ein kleiner und ein grosser Schlag, beide einer Systole entsprechend, fühlbar. Der Unterschied des P. caprizans vom P. dicrotus besteht also darin, dass beim ersteren der Doppelschlag als Vorschlag, gleichsam der Systole angehörig, sich markirt, bei letzterem jedoch als Nachschlag auftritt. Wenn es erlaubt ist, mich zur Veranschaulichung dieser Verhältnisse der Zeitzeichen der Musik zu bedienen, wie es der Entdecker dieser Pulsart im grauen Alterthume

bereits gethan, so würde sich für den Pulsus caprizans folgende Rhythmenbezeichnung ergeben:

$\frac{2}{4}$ …

Ihr gegenüber müsste der Pulsus dicrotus folgende Bezeichnung erhalten:

$\frac{2}{4}$ …

Man sieht, es handelt sich mehr um eine Verschiedenheit der Rhythmen als des Wesens. Die Bezeichnung δορκαδίζων, caprizans, scheint mir recht passend. Wie die Ziege beim Aufspringen zuerst mit den Vorderbeinen eine leichte Erhebung macht, der sich sofort der durch die Hinterbeine bewirkte eigentliche starke Aufsprung anschliesst, in ähnlichem rhythmischen Verlaufe finden wir den Vorschlag und Hauptschlag dieses sogenannten „Bocksprungpulses“.

Doch woher entsteht der P. caprizans, was ist seine Ursache? Die Antwort ergibt sich unschwer. Aus dem Pulsus dicrotus entsteht der caprizans, wenn die neu folgende Systole so schnell dem Nachschlage des vorhergehenden Pulses sich anschliesst, dass letzterer so sehr verkürzt wird, dass er im Curvenbilde seinen absteigenden Curvenschenkel grösstentheils verliert. Wenn in der Figur 72 die Curve *B* den dikrotischen Puls darstellt, so gibt *C* ein Bild des caprizans. Es ist durchaus dasselbe, was O. J. B. Wolff*) den überdikroten Typus genannt hat, im Gegensatze zu dem eigentlichen Dikrotus, den er den vollkommen dikrotischen Typus nennt. Dadurch, dass sich die neue systolische Erhebung so sehr dicht dem dikrotischen Nachschlag des vorhergehenden Pulses aufschliesst, erhalten wir den Eindruck eines veränderten Rhythmus, es scheint der kleine Schlag vielmehr als Vorschlag der grossen folgenden Erhebung anzugehören, nicht mehr als Nachschlag der vorhergehenden. Vergleiche auch Figur 63. *E. F. G.* und das was im §. 79. darüber mitgetheilt

*) L. c pag. 39, vgl. Fig. 41. mit Fig. 40.

wird. Somit können wir mit Recht behaupten, dass der P. caprizans nur eine Spielart, ein veränderter Rhythmus des P. dicrotus sei. Jeder P. dicrotus muss — auch das ergibt sich mit Bestimmtheit — bei steigernder Pulsfrequenz in die Form des P. capricanz übergehen, bis eine noch höhere Zahlsteigerung letztere in den monokroten, nachschlaglosen, Typus überführt. Wäre z. B. in Fig. 61. A (p. 217) der Puls um $1/3$ schneller, so hätten wir den caprizans, wäre er um $2/3$ schneller, so wäre der monocrotus entstanden. Das lehrt die Betrachtung sofort.

---

§. 79.

II. Verschiedenheit des Pulses durch die Zeitverhältnisse bedingt. Pulsus frequens und rarus; — Pulsus celer und tardus.

Wenn in einer gegebenen Zeiteinheit das Herz eine grosse Zahl von Contractionen vollführt, so haben wir den häufigen Puls (Pulsus frequens, σφυγμὸς πυκνός), im umgekehrten Falle den seltenen Puls (P. rarus). Das ist einleuchtend und bedarf keiner besonderen Erklärung. Die Zahl der Pulse ist es ja vornehmlich, welche der Arzt bei Untersuchung seines Kranken zuerst zu bestimmen sucht, oft ist sie es leider allein. Man würde sich einem grossen Irrthume hingeben, wollte man der Ansicht beipflichten, es sei der Einzelpuls beim P. frequens nicht verschieden vom P. rarus, es sei lediglich die Zahl, nicht die Wesenheit des Pulses eine differente. Weit entfernt. Um die wesentlichen Differenzen zwischen dem P. frequens und P. rarus zu zeigen, habe ich zuerst eine Experimentaluntersuchung am elastischen Schlauche angestellt und an der Hand der Ergebnisse dieses Versuches die Eigenthümlichkeiten, die hier in Betracht kommen, entwickelt.

Die Steigerung oder die Verminderung der Pulsfrequenz hat auf die Gestaltung der Pulscurven einen doppelten Einfluss: nämlich einmal auf die gesammte Curvenreihe und sodann auf die sich folgenden Einzelcurven. Da der Einfluss der verminderten Pulsfrequenz gerade der entgegengesetzte ist von dem der vermehrten, so wird es nur nothwendig sein, den letzteren allein

zu betrachten, da sich hieraus die gerade entgegengesetzte Erscheinung, als die Wirkung der Pulsverminderung, von selbst ableiten lässt.

Ich will auch hier meine Betrachtungen beginnen mit der Analyse einer Curvenreihe, welche ich an dem elastischen Schlauche meines Cirkulationsschema's verfertigt habe.

Fig. 62.



Die Curvenreihe ist durch meinen Angiographen in der Weise verzeichnet, dass ich den Quetscher des Gummiballons des Cirkulationsschema's anfangs in so grossen Intervallen zweimal zusammendrückte, als zur vollständigen Ausbildung der beiden ersten Curven nothwendig war. Von der dritten Curve an wurde der Quetscher stets schneller und schneller bewegt bis zum Ende der Curvenreihe. Der Einfluss der beschleunigten Pulsfrequenz auf die gesammte Reihe ist sofort einleuchtend: die intervaskuläre Spannung nimmt zu und in Folge davon wird das Niveau der Reihe ein höheres.

Der Puls fühlt sich beim P. frequens daher ceteris paribus härter an, als beim P. rarus.

Aber auch die Einzelcurven werden beträchtlich alterirt: die einfache Spitze am Ende der Curvenreihe und die völlig ausgebildete Curve am Anfange desselben weichen eminent von einander ab, und doch entspricht beiden Eine Compression des Ballons.

Und dennoch liefert uns dieselbe Curvenreihe den Schlüssel zu dieser Umbildung. Das Gesetz ist einfach folgendes:

Schliesst sich eine folgende Curve schnell einer vorhergehenden an, bevor letztere völlig ausgebildet, so schneidet ihr aufsteigender Schenkel ein so grosses Stück von der vorhergehenden Curve ab, als der Zeit entspricht, welche ihr von der Gesammtdauer, die zu ihrer völligen Ausbildung nothwendig ist, genommen

wurde. So unterscheidet sich die dritte Curve von der vorhergehenden einfach dadurch, dass derselben das ganze Stück des absteigenden Curvenschenkels, welches mehr als der Hälfte der Zeitdauer der vorhergehenden völlig ausgebildeten Curve entspricht, durch den aufsteigenden Schenkel der vierten Curve abgeschnitten wird. Die folgenden Curven sind noch dichter aufgeschlossen: sie zeigen ausser dem Curvengipfel nur noch die erste Elasticitätselevation im absteigenden Schenkel. An der neunten Curve wird auch der Elasticitätselevation ihr absteigender Schenkel beschnitten und die nun folgenden Curven sind nur die Curvengipfel ganz allein.

Denken wir uns die Pulsfrequenz stetig noch mehr und mehr gesteigert, als es die Reihe zeigt, so würden die Gipfel stets kleiner und kleiner werden, aber in einem noch höheren Niveau liegen.

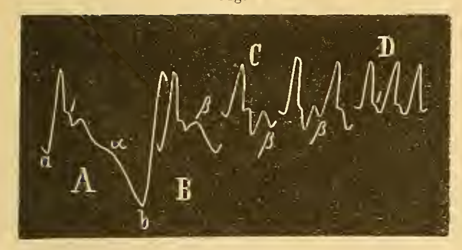
Und endlich der Tetanus, wenn ich so sagen darf, in der Compression des Gummiballons, bestehend aus gleichsam unendlich schnellen Compressionen, würde in einer einfachen, aber zugleich am höchsten liegenden, horizontalen Linie seinen Ausdruck finden.

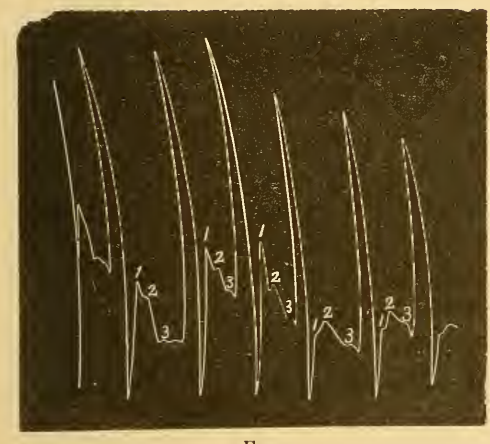
In ganz ähnlicher Weise, wie im Vorhergehenden erörtert wurde, wirkt auch eine Beschleunigung der Ventrikelcontraktionen auf die Gestaltveränderung der Pulscurven. Da zunächst eine vermehrte Herzthätigkeit ceteris paribus den Druck im arteriellen Systeme vermehrt, so steigt das Niveau der gesammten Curvenreihe um so höher empor, je schneller der linke Ventrikel neue Blutmengen in das Aortensystem entleert.

Auch die Einzelcurven werden in ähnlicher Weise verändert, wie wir es an den Versuchen am elastischen Schlauche beobachtet haben

Am allervollständigsten kann sich die Curve an der lebenden Schlagader entwickeln bei aussetzendem Pulse, wenn nach einer Anzahl sonst ganz normaler Pulsschläge plötzlich eine grössere Pause sich bemerklich macht. Hier kann der absteigende Curvenschenkel sich weiter entwickeln, als ihm unter normalen Verhältnissen selbst bei langsamem Pulse gestattet ist.

Fig. 63.





E.

Die Curve A in der nebenstehenden Figur 63 liefert uns hierfür ein schlagendes Beispiel. Der absteigende Schenkel ist beträchtlich lang entwickelt und es fällt sofort in die Augen, dass der Fusspunkt a des aufsteigenden Schenkels bedeutend höher liegt, als der des absteigenden b: die grosse Verlangsamung des Pulses an dieser Stelle macht das Niveau der Curvenreihe sinken. Schon die gewöhnliche normale Pulsfrequenz (Curve B) schneidet von dem grossen absteigenden Schenkel der Curve A ein nicht geringes Stück (α b) weg, so dass

G



F.



der folgende aufsteigende Schenkel schon entsprechend der Höhe bei α beginnt. In Curve *C* wiederholt sich ein ganz analoger Vorgang. Da die nächste Pulscurve in Folge gesteigerter Frequenz noch näher aufgeschlossen ist, so wird der absteigende Schenkel schon dicht unterhalb der Rückstosselevation bei β gekürzt. In *D* fällt die letztere bereits ganz fort: wir haben hier nur noch die Gipfel der primären Elevationen und einen Theil der ersten Elasticitätsschwankung (*A* 1, *D* 1). Dann kommt der monokrote Typus.

Die vorangestellten Radial-Curven *A*, *B*, *C*, *D* sind einigermaassen schematisirt. Der verstärkte intraarterielle Druck bringt ja sowohl an den Elasticitäts- als auch an den Rückstosselevationen Form- und Lageveränderungen hervor. Ich habe hiervon an dieser Stelle absehen zu dürfen geglaubt, da ich ja an anderen Stellen hierüber Rechenschaft gegeben habe. Ausserdem will ich nur noch bemerken, dass an der lebendigen Schlagader mit der zunehmenden Pulsfrequenz oft noch eine Menge anderer Momente hinzutreten: Fieber, gesteigerte Temperatur, Affectionen der vasomotorischen Nerven, oft auch Intoxikationen, Herzaffectionen und dergleichen, welche alle auf die Entwickelung der Rückstoss- und Elasticitätselevationen modificirend einwirken können.

Ich kann an dieser Stelle dies nur andeuten. Besondere Benennungen für die verschiedenen, durch die gesteigerte Pulsfrequenz erzielten Pulsformen, wie sie mit besonderer Berücksichtigung des dikroten Pulses von O. J. B. Wolff*) aufgestellt sind, als vollkommen dikrote, unvollkommen dikrote, unterdikrote, überdikrote, scheinbar unterdikrote, bringe ich nicht in Vorschlag.

Die Curven Figur 63 *E*, *F*, *G* zeigen uns ebenfalls sehr schön den Einfluss der Beschleunigung der Pulsfrequenz auf die Gestalt der Pulscurven. Alle drei sind von der Art. femoralis eines grossen mit Curare vergifteten Hundes entnommen. Die Curven *E* zeigen ausserordentlich schön den Nachschlag mit 3 Elasticitätselevationen (1, 2, 3), welche in Fig. 51 *B* (p. 176) nur klein erscheinen. In *F* fällt der Beschleunigung wegen schon an der ersten und dritten Curve die dritte Elasticitätselevation aus, in *G* end-

---

*) L. c. pag. 38. ffg.

lich verbleibt aus demselben Grunde nur die erste bestehen. Natürlich kann auch hier die Rückstosselevation nur abortiv sein, da dicht hinter ihrem Gipfel sofort der folgende Pulsschlag anhebt.

Ursachen für die Beschleunigung der Pulsfrequenz gibt es sehr viele. Es liegt nicht in unserem Plane, die physiologischen Momente zu erörtern, welche eine Beschleunigung der Herzaction bewirken. Das ist allein ein weites Capitel der Physiologie. Nur einige Andeutungen können hier gemacht werden. Je grösser die Reizbarkeit des Herzens ist und je intensiver der Reiz ausfällt, der das Herz trifft, um so schneller schlägt das Herz. Bei Thieren finden wir ferner, dass der Herzschlag bei grösseren geringer ist, als bei kleineren. Der Elephant hat, wie schon Galenus bemerkt hat, eine sehr geringe Pulsfrequenz.

Als eine weitere Ursache der Pulsbeschleunigung ist der beschleunigte Zufluss des Blutes zum Herzen hin aufzufassen, wie er namentlich bei lebhaften Muskelbewegungen des Körpers statthat. Alle Hindernisse ferner, welche den Austritt des arteriellen Blutes aus dem Herzen erschweren, bewirken unter gleichzeitiger Steigerung des intracardialen Druckes eine Steigerung der Pulsfrequenz. In solcher Weise sah Alb. v. Haller eine Ligatur der Aorta wirken. In gleicher Weise pulsbeschleunigend wirkt allgemeine Schwächung des Organismus durch Blutverlust. So sah Alb. v. Haller beim verblutenden Pferde den Puls von 40 auf 100 steigen.

Als fernere Ursachen der Pulsbeschleunigung sind seit Alters bekannt die verschiedenen Gemüthsbewegungen, Zorn, Schrecken, Schaam und die Leidenschaften. Endlich wirken gewisse Medikamente pulsbeschleunigend, andere pulsverlangsamend.

Im Folgenden sollen die wichtigsten Einflüsse auf die Frequenz des Pulses der Reihe nach besprochen werden.

Einflüsse auf die Pulsfrequenz.

§. 80.

Es ist erlaubt, als Mittel aus zahlreichen Beobachtungen der verschiedenen Forscher die Zahl der Pulse eines im Ruhezustande

befindlichen erwachsenen Menschen mittleren Alters auf 71 bis 72 in der Minute anzunehmen (60—80 Alb. v. Haller — 70 Kepler). Unter pathologischen Verhältnissen sehen wir jedoch mitunter ganz enorme Abweichungen von diesem Mittelwerthe. So liegen Beobachtungen vor, dass der Puls bis auf 15, ja auf 10 Schläge in der Minute zurückgegangen sei. Andererseits hat man aber sogar schon eine Frequenz von 250 Schlägen gefunden. So sah Payne Cotton*) einen Mann, welcher ohne einen Herzfehler zu besitzen, von Zeit zu Zeit Anfälle von Pulsvermehrung bis zu 230 und 232 Schlägen, verbunden mit bedeutender Steigerung der Athmungsfrequenz zu bestehen hatte. Der Anfall hörte ganz plötzlich jedesmal auf und machte dann einer normalen Herzaction Platz. Einen ganz ähnlichen Fall beobachtete Watson**), bei welchem im Anfalle der Puls auf 216 stieg, der nach demselben wieder zur Norm zurückkehrte. Der Tod erfolgte in einem dieser Anfälle; die Section zeigte ein grosses dünnwandiges Herz. Edmunds***) taxirte den Puls in einem anderen Falle etwa auf die dreifache Zahl des normalen Zustandes.

Zwei ähnliche Fälle konnte Bowles†) notiren, in dem einen stieg die Zahl der Pulse auf 200, in dem andern auf 250; nach dem Anfalle schloss sich auch hier ein normales Stadium plötzlich an. Es ist hier nicht der Ort, diejenigen Momente zu erörtern, welche in der beschriebenen Art retardirend oder beschleunigend auf die Herzaction einwirken können.

Wir wollen hier nur die physiologischen Momente berücksichtigen, welche von Einfluss auf die Zahl der Pulsschläge sind.††)

---

*) Notes and observations upon a case of unusually rapid action of the heart. British medical journal 1867. I. pag. 629, mit Abbildungen der Pulse.

**) On a case of unusually rapid action of the heart. British medical journal 1867. I. pag. 753.

***) Unusually rapid action of the heart. Ebendaselbst 1867. I. pag 721. II pag. 97.

†) Unusually rapid action of the heart. Ebendaselbst 1867 II. pag. 53.

††) Man vergleiche hierüber: Kepler: Astronom. III. — Alb. v. Haller, Elementa physiologiae. Lausannae 1760. — Delius, vom aussetzenden Puls, einigen anderen Pulsarten und Angelegenheiten des Herzens. Erlangen 1784. Falconer, Beobachtungen über den Puls. Leipzig 1797. — J. Floyer, The physic. pulsewatch. — Schwenke, Haematologia. — Bryan Robinson,

1) Alter. Von der Geburt an nimmt die Zahl der Pulsschläge bis gegen das 25ste Lebensjahr in ziemlich bedeutendem Umfange ab, von dieser Zeit bis etwa zum 60sten bleibt die Zahl der Schläge ziemlich stationär, endlich nimmt sie im Greisenalter wieder, wenngleich nur um wenige Schläge zu.

Hierin stimmen Volkmann, Guy, Nitsch und Vierordt überein.

Essays on animal oeconomy. Parry, Experimentaluntersuchungen über die Natur, Ursache und Verschiedenheit des arteriösen Pulses u. s. w. Uebersetzt von Embden, Hannover 1817. — Nick, über dic Bedingungen der Häufigkeit des Pulses, Tübingen 1826. — Graves, Dublin hospital reports, Vol. V. 1830. — Joh. Müller, Handb. d. Physiologie. Coblenz 1834. I. — Blackley, on the cause of the pulse being affected by the position of the body. Dublin Journal of med. and chem. science 1834. — Hourmann et Dechambre, Arch. génér. de méd. T. IX. 1835. — Knox, Edinb. med. and surg. Journal Vol. 11. 1815 und 1837. — Rameaux et Serrus, Bullet. de l'Acad de Bruxelles 1839. T 6 — Harden, Americ. medical journal 1843. — Suchier, de pulsus normalis differentia. Diss. inaug. Marburg. 1843 — Pennock, Edinb med. journal 1847. — Americ. journal of med. scienc. 1847. — Nitsch, de ratione inter pulsus frequentiam et corporis altitudinem habita. Dissert. Halae 1849. — Volkmann, Haemodynamik. Leipzig 1850. — Lichtenfels und Fröhlich, Beobachtungen über die Gesetze des Gangs der Pulsfrequenz und der Körperwärme. Denkschrift. d. k. k. Akad. d. Wiss. zu Wien 1852. — W. A. Guy in Todd's Cyclopaedia of Anatomy and Physiology. Vol. IV. 1852. Article: „Pulse" und Hospital Reports. Vol. III. London 1838. — Vierordt, die Lehre vom Arterienpuls, Braunschweig 1855. Rameaux, Les lois suivant lesquelles les dimensions du corps dans certaines classes d'animaux déterminent la capacité et les mouvements fonctionels des poumons et du coeur. Bruxelles 1857. — Onimus et Viry, Étude critique des tracés obtenus avec le cardiographe et le sphygmographe. Journal de l'anat. et de la physiol. 1866. — Clintock, on the semeiological value of the pulse in childbed. Dublin quart. journal of med. science 1861. — Betz, über ein arithmetisches Gesetz in der Pulslehre Memorabilien aus der ärztlichen Praxis. VII. 1862. — Blot, du relentissement du pouls dans l'état puérpéral. Arch génér. de Méd. 1864. — Lissauer, Ueber den Puls während des Fastens. Archiv f. gemeinsch. Arbeiten. 1863. — N. Friedreich, Krankheiten des Herzens (Virchow's Pathologie und Therapie). 2. Auflage. Erlangen 1867. — Martin und Mauer, Archiv für physiologische Heilkunde. Bd. 13 (Puls der Gebärenden). — R v. Vivenot, Ueber die Veränderungen im arteriellen Stromgebiete unter dem Einflusse des verstärkten Luftdruckes. Virchow's Archiv Bd. 34. 1865. pag. 515. — P. Mantegazza, Della azzione del dolore sulla calorificazione et sui moti del cruore. Milano 1866. — Budge, Allgemeine Pathologie. 1843.

A. Steffen*) hat an 262 Kindern, und zwar 126 Knaben und 136 Mädchen Beobachtungen über die Pulsfrequenz gemacht. Die Pulsfrequenz des Neugebornen 120 sinkt schon in der dritten Woche. Für die Folgezeit ergab sich:

1. Jahr (Ende) 100 (Knabe),
110 (Mädchen),
1.—3. Jahr — 100-110,
4. Jahr (Ende) unter 100,
5. Jahr — 90,
6. Jahr 84 (Knabe); 90 (Mädchen),
13. Jahr 76 (Knabe); 84 (Mädchen).

Die alten Aerzte fanden vielfach den Puls der Greise langsamer als den der Männer mittleren Alters. Bei einem Greise zählte Rolfink 50 Schläge, Floyer 55, 60 Boissier, bei einem Manne von 72 Jahren fand Bryan Robinson 65 Pulse. Auch Beau bestätigte die niedrigere Pulszahl der Greise, Piorry hielt sie jedoch nicht für viel geringer, als die der Erwachsenen. — Suchier bestreitet entschieden die niedrigere Pulszahl und fand, dass der Pulsschlag der Greise $81,_7$ in der Minute, der der Greisinnen $86,_7$ betrage. Hiermit stimmen die Angaben der Neuern überein, die ich bestätigen konnte.

Die folgende Tabelle gibt die Mittelzahlen für die verschiedenen Alterstufen.

Jahre.	Pulsschläge, Mittel.	Beobachter.	Maximum, Minimum.
0	140	Haller, Vierordt, Berthold.	
0	130—140	Elsasser, J. Müller, Burdach, Suchier.	
0	136	Quetelet.	165.104
0	134	Floyer.	
1	134	Volkmann, Guy, Nitsch.	
1	120—130	Piorry.	
1	132	Vierordt, Landois.	
1	124	Berthold.	
2	110	Vierordt, Berthold.	

*) Jahrbuch für Kinderheilkunde. III. 4. p. 393. — 1870.

Jahre.	Pulsschläge, Mittel.	Beobachter.	Maximum, Minimum.
2	100	Piorry.	
3	108	Vierordt, Landois.	
3	90—100	Piorry.	
5	105 . 106	Floyer.	
5	100	Vierordt.	
5	90	Steffen.	
5	88 (?)	Quetelet.	100 . 73
7	90	Boissier, Piorry.	
7	95	Budge.	
10	91	Vierordt.	
11	90	Hamberger.	
10—13	80	Nick.	
10—15	78	Quetelet.	98 . 60
15	92	Floyer (beim Weibe).	
15	83	Vierordt.	
15—20	69,5	Quetelet.	90 . 57
20	74	Vierordt.	
23	71	Vierordt, Landois.	
20—25	60	Nick.	
20—25	69,7	Quetelet.	98 . 61
20—25	80—70	Budge.	
25—30	71	Quetelet.	90 . 59
25—50	75—65	Budge.	
30—50	70	Kepler, Boissier, Quetelet, Landois.	112 . 56
40—50	72	Vierordt.	
60	73—75	Vierordt	
80	79—80	Volkmann, Landois.	
82	95	Suchier.	
87	86—92	Suchier.	

2) Körperlänge. Der englische Arzt Bryan Robinson lieferte zuerst den Nachweis, dass die Grösse der Pulszahlen im umgekehrten Verhältnisse stehe zur Grösse der Körperlängen.

Alb. v. Haller gibt die Pulsschläge eines 2 Fuss hohen Menschen auf 90 an; die eines 4 Fuss grossen auf 80, die eines 5 Fuss grossen auf 70 und die eines 6 Fuss grossen auf 60 an. Nach der Angabe von Robinson sollen sich die mittleren Pulsfrequenzen umgekehrt verhalten wie die $\frac{3}{4}$ Potenzen der Körperlängen, nach Rameaux und Serrus wie die $\frac{1}{2}$ Potenzen, nach Volkmann endlich wie die $\frac{5}{9}$ Potenzen. Letzterer Forscher*) stellt folgende Formel auf:

$$\frac{p}{p_{\prime}} = \frac{l_{\prime}^{\frac{5}{9}}}{l^{\frac{5}{9}}},$$

worin p und p' die mittleren Pulsfrequenzen, l und l' die Körperlängen bedeuten

Volkmann hat die nach dieser Formel berechneten Resultate zusammengestellt mit den direkten Zählungen der Pulse.

Körperlänge in Decimetern.	Pulsfrequenz gezählt	berechnet.
8 — 9	110,9	108,6
10 — 11	101,5	96,0
12—13	92,2	87,6
14—15	85,1	80,7
16—17	74,0	75,0
18—19	72,5	70,5
über 20	71	66,5

Vierordt**) hat die Betrachtung etwas vereinfacht dadurch, dass er die Volkmann'schen Angaben nach der mittleren Dauer eines Pulses berechnete. Das Ergebniss war folgendes:

Körperlänge in Decimetern.	Dauer eines Pulses in Sek.
4,5	0,40
5,5	0,43
6,5	0,47
7,5	0,52

*) Hämodynamik. pag. 430.

**) Lehre vom Arterienpuls. pag. 61.

Körperlänge in Decimetern.	Dauer eines Pulses in Sek.
8,5	0,54
9,5	0,56
10,5	0,59
11,5	0,64
12,5	0,65
13,5	0,68
14,5	0,71
15,5	0,77
16,5	0,81
17,5	0,83

Vierordt kommt zu dem Endresultat, dass mit der Zunahme der Körperlänge um 1 Decimeter die Dauer eines Pulses durchschnittlich um etwa 3 Hunderttheile einer Sekunde, d. h. etwa um $^1/_{20}$ einer mittleren Pulsdauer zunimmt.

In einer eigenthümlichen Weise hat Rameaux*) die Abhängigkeit der Pulsfrequenz von der Körpergrösse berechnet. Er deducirt in folgender Weise: Der Wärmeverlust des Körpers ist direkt proportional der Körperoberfläche, letztere ist proportional dem Quadrate der Länge des Körpers. Offenbar muss aber die Production der Wärme gleich sein dem Verluste und also auch proportional sein dem Quadrate der Körperlänge. Die Wärmeproduction aber, als ein Erzeugniss von Oxydationsvorgängen im Körper, hängt ab von der Aufnahme des Sauerstoffes in den Lungen, die Menge des aufgenommenen Sauerstoffes aber ist direkt proportional dem Volumen der eingeathmeten Luft.

Die Mengen des Blutes, welche in die Lungen getrieben werden müssen den in den Lungen aufgenommenen Sauerstoffmengen proportional sein, also auch dem Quadrate der Körperlängen. Rameaux stellt nun folgende Formeln auf für das Verhältniss der Körperlängen (d, d'), Pulsfrequenzen (n, n') und Herzcapacitäten (v, v')

$$n' = n \sqrt{\frac{d}{d'}}.$$

$$v' = v \frac{d_{,}^{2}}{d^{2}} \sqrt{\frac{d'}{d}}.$$

*) Les lois suivant lesquelles les dimensions du corps dans certaines classes d'animaux déterminent la capacité et les mouvements fonctionels des poumons et du coeur Bruxelles 1857. Meissner's Bericht 1857.

Die erste Formel für die Frequenz der Herzschläge wurde bei Beobachtungen und Messungen von 64 Personen, die nach der Körperlänge in 2 gleiche Gruppen gebracht werden konnten, geprüft; es fand sich $d = 172{,}28$ CM. und $n = 63{,}53$ als mittlerer Werth; in der einen Gruppe betrug d' im Mittel 169,35, in der zweiten im Mittel 175,29 CM. Die Beobachtungen ergaben die zugehörigen n' zu 64,44 und 62,63, während durch die Berechnungen 64,08 und 63,00 gefunden wurde.

In einer anderen Beobachtungsreihe bei Knaben betrug die Differenz der beobachteten und berechneten $n' = 2{,}41$, während $n = 93{,}8$ war. Aehnlich fiel eine dritte Reihe aus

Auf meine Veranlassung hin hat einer meiner Schüler, Herr Stud. med. Czarnecki das Rameaux'sche Gesetz controlirt durch Beobachtung und Berechnung von 83 Fällen, von denen 45 erwachsene Personen betrafen, 38 Kinder; alle waren natürlich gesund. Die folgende Tabelle, in welche ich ausser der Körpergrösse und der Zahl der berechneten und beobachteten Pulse noch Geschlecht, Alter, Brustumfang und Tageszeit eintragen liess, gibt uns einen Anhalt über die Zuverlässigkeit der Formel.

Bei Erwachsenen.

No.	Geschlecht.	Alter.		Körpergrösse.	Brustumfang.	Pulse nach der		Zeit der Beobachtung.
		Jahr.	Monat			Berechnung.	Beobachtung.	
1.	Männlich	22	2	169,2 Cm.	84 Cm.	64,10	65	10¾ Uhr Morg.
2.	—	23	1	165,5 „	95 „	64,82	64	4½ „ Abds.
3.	—	22	3	175 „	85,9 „	63,03	63	3½ „ „
4.	—	22	5	170,3 „	88,7 „	63,89	65	6 „ „
5.	—	56	9	162,1 „	89 „	65,49	64	6½ „ „
6	—	26	—	168,4 „	91,8 „	64,39	64	—
7	—	24	2	175,2 „	86,9 „	63,00	64	11 „ Vorm.
8.	—	23	9	171,6 „	87,9 „	63,66	65	8¾ „ Morg.
9	Weiblich	60	3	155,4 „	86 „	66,87	68	7 „ „
10	Männlich	23	—	171,1 „	88,4 „	63,74	64	10 „ „
11.	—	24	6	174,8 „	93,2 „	63,07	63	9 „ „
12.	—	20	10	179,1 „	89,6 „	62,30	62	8¾ „ Abds.
13.	—	22	1	163,8 „	87,8 „	65,15	66	7 „ Morg.
14.	—	21	10	171,3 „	89,8 „	63,69	64	6½ „ Abds.
15.	Weiblich	17	7	151,2 „	90,3 „	67,81	69	11 „ Vorm.
16.	—	38	3	166,7 „	92,3 „	64,58	64	11 „ „
17.	—	19	7	149,9 „	87,6 „	68,10	69	5 „ Abds.
18.	—	20	4	152,4 „	85,5 „	67,54	68	5¾ „ „
19.	—	21	8	165,2 „	83,7 „	64,87	66	6 „ „
20.	—	16	2	147,3 „	82,4 „	68,70	70	11½ „ Vorm.

Bei Erwachsenen.

No.	Geschlecht.	Alter. Jahr.	Alter. Monat.	Körpergrösse.	Brustumfang.	Pulse nach der Berechnung.	Pulse nach der Beobachtung.	Zeit der Beobachtung.
21.	Männlich	25	5	182,5 Cm	93,8 Cm.	61,71	61	11 Uhr Vorm.
22.	—	43	9	149,4 „	87,9 „	68,22	68	3 „ Nchm.
23	Weiblich	16	8	146,8 „	80,3 „	68,82	76	4 „ „
24	Männlich	50	2	172,1 „	85,3 „	63,56	64	3½ „ „
25	—	24	7	158,8 „	89,6 „	66,17	66	9 „ Morg.
26.	—	23	11	164,8 „	88,7 „	64,99	68	8 „ „
27	—	26	3	186,2 „	95,3 „	59,23	60	7 „ „
28	—	31	6	171,8 „	90,4 „	63,61	64	7 „ Abds.
29.	—	21	5	156,3 „	87,5 „	66,69	66	4½ „ „
30	—	22	3	168,7 „	88,7 „	64,20	64	5 „ „
31.	—	20	9	167,9 „	90 „	64,35	64	11¾ „ Vorm.
32	—	27	2	170,2 „	86,4 „	63,91	64	—
33.	—	23	10	173,1 „	81,8 „	63,37	65	8½ „ Abds.
34.	Weiblich	32	4	160,4 „	84,7 „	65,84	67	2 „ Nchm.
35.	Männlich	23	—	167,5 „	94 „	64,43	63	8 „ Abds
36	—	23	9	166,9 „	92 „	64,54	65	7 „ Morg.
37.	—	29	4	169,3 „	93,1 „	64,08	63	8 „ „
38.	—	34	6	164,7 „	87,4 „	64,97	66	3 „ Nchm
39.	—	18	5	161,8 „	82,5 „	65,55	66	4 „ „
40	—	49	3	168,2 „	83,7 „	64,29	64	4½ „ „
41.	—	64	8	164,6 „	80,4 „	64,99	67	6 „ „
42.	—	25	7	171,4 „	88,8 „	63,69	64	10 „ Morg.
43	—	19	11	164,9 „	85,7 „	64,93	65	8 „ „
44.	—	28	3	166,1 „	87,4 „	64,70	68	10 „ „
45	—	27	11	163,2 „	86,5 „	65,27	64	9 „ Abds.

Bei Kindern.

No.	Geschlecht.	Alter. Jahr.	Alter. Monat.	Körpergrösse.	Brustumfang.	Pulse nach der Berechnung.	Pulse nach der Beobachtung.	Zeit der Beobachtung.
1.	Weiblich	8	4	122 Cm.	55,8 Cm.	75,49	89	7½ Uhr Abds.
2.	—	11	2	131,4 „	60,5 „	72,74	75	7¾ „ „
3.	—	6	4	112,8 „	53,3 „	78,51	84	8 „ „
4.	—	4	3	96,4 „	52 „	84,91	88	8 „ „
5.	Männlich	12	—	135,7 „	63,5 „	71,58	78	7 „ „
6.	—	9	3	133,5 „	63,6 „	72,16	74	8 „ „
7.	-	8	11	123,5 „	60 „	75,03	76	11 „ Vorm.
8.	—	12	10	135,6 „	65 „	71,60	77	10½ „ „
9	—	13	7	146,4 „	71,9 „	68,60	76	6 „ Abds.
10.	Weiblich	11	4	124,2 „	59,8 „	74,82	78	2½ „ Nchm.
11.	—	9	10	115 „	57,5 „	77,75	83	—
12.	—	6	4	108,9 „	53 „	79,88	87	7 „ Abds.
13.	—	8	6	130,8 „	52,4 „	72,91	78	2½ „ Nchm.
14.	Männlich	10	—	140 „	66,9 „	70,47	72	5 „ Abds.
15.	—	13	—	154,4 „	69,9 „	67,10	69	8¾ „ „
16	Weiblich	7	9	119,6 „	55,4 „	76,24	79	5½ „ „
17.	Männlich	14	—	133,6 „	67,4 „	72,14	75	9 „ „
18.	—	12	1	146,4 „	69,8 „	68,56	69	6½ „ „
19	—	13	5	147,9 „	63,6 „	68,60	78	9 „ „
20.	—	11	7	125,8 „	59,9 „	74,35	76	7 „ „

Bei Kindern.

No.	Geschlecht.	Alter. Jahr	Alter. Monat.	Körpergrösse.	Brustumfang.	Pulse nach der Berechnung.	Pulse nach der Beobachtung.	Zeit der Beobachtung.
21.	Männlich	6	3	113,7 Cm	54,4 Cm.	78,20	89	10 Uhr Morg.
22.	Weiblich	3	7	91,6 „	49,2 „	87,12	96	10½ „ „
23.	—	5	8	94,5 „	50,3 „	85,77	88	11 „ „
24.	Männlich	9	1	116,3 „	58 „	77,32	88	11¾ „ „
25.	—	10	6	141,4 „	65,7 „	70,12	82	—
26.	—	3	2	88,7 „	47,9 „	88,53	98	5 „ Abds
27.	—	2	8	85,3 „	44,5 „	90,28	108	4 „ „
28.	—	4	9	99,7 „	58,2 „	83,51	86	9 „ Morg.
29.	—	5	3	103,5 „	61,7 „	81.96	84	9½ „ „
30.	Weiblich	2	4	84,7 „	45,8 „	90,60	102	10 „ „
31.	—	6	1	110,4 „	54,3 „	79,36	82	4 „ Abds.
32.	—	3	6	91,9 „	50 „	86,98	98	4½ „ „
33.	Männlich	9	3	120,3 „	57,4 „	76,03	78	2 „ Nchm.
34.	—	11	4	128,8 „	62,5 „	73,47	74	3 „ „
35.	—	12	--	147,7 „	71 „	68,61	70	11 „ Vorm.
36.	—	15	7	156,4 „	74,6 „	66,67	67	11 „ „
37.	—	14	11	153,3 „	75,2 „	67,34	68	7 „ Abds.
38.	—	7	1	107,8 „	56,3 „	80,31	89	6 „ „

Wenn man die beiden vorstehenden Tabellen mit einander vergleicht, so bemerkt man, dass die Differenz der beobachteten und berechneten Pulse bei Kindern bedeutender ist, als bei Erwachsenen. Dieses rührt vornehmlich daher, dass mit zunehmendem Alter die Pulsfrequenz in einem kleineren Verhältniss abnimmt, als die Körpergrösse zunimmt; sodann aber hat dies seinen Grund wohl auch darin, dass es immerhin schwer hält, Kinder im Zustande wirklicher Ruhe wachend zu beobachten.

Mit Auswahl unter den vorstehenden beobachteten und berechneten Fällen lässt sich nun für die steigende Grösse von 10 bis 10 CM. folgender Mittelwerth hinstellen, der sich auf die vorliegenden Beobachtungen stützt.

Körpergrösse in je 10 CM.	Puls nach der Berechnung	Puls nach der Beobachtung
80— 90	89,81	102,66
90—100	85,66	91,2
100—110	80,72	86,66

Körpergrösse in je 10 CM.	Puls nach der Berechnung.	Beobachtung.
110—120	77,87	84,11
120—130	74,86	78,50
130—140	72,19	76,33
140—150	68,88	74,50
150—160	67,02	68,00
160—170	64,73	64,84
170—180	63,41	63,66
über 180	60,47	60,50

Aus allen Beobachtungen ergibt sich nun der mittlere Werth bei Erwachsenen:

Berechnet: 64,777; beobachtet: 65,311 . . .

Der mittlere Werth bei Kindern:

Berechnet: 76,463; beobachtet: 81,789 Pulse in der Minute.

So wie es gelingt, aus der Körpergrösse die Pulsfrequenz zu bestimmen, muss es natürlich auch gelingen, aus der Pulsfrequenz die Körpergrösse zu berechnen.

Wir haben hierfür statt der Formel

$$n' = n\sqrt{\frac{d}{d'}}.$$

die folgende Formel zu Grunde zu legen

$$d' = \frac{dn^2}{n_{,}^{2}}.$$

Doch wollen wir nicht verkennen, dass eine geringe Abweichung der normalen Frequenz des Pulses beträchtliche Abweichungen in den Resultaten für die Körpergrösse ergibt

Bei Erwachsenen.

No.	Puls-frequenz.	Beobachtete Körpergrösse.	Berechnete Körpergrösse.
1.	63	175 CM.	175,19 CM.
2.	64	168,4 „	169,75 „
3.	62	179,1 „	180,88 „
4.	63	174,8 „	175,19 „
5.	66	158,8 „	159,62 „
6.	68	152,4 „	150,37 „
7.	67	164,6 „	154,89 „
8.	65	164,8 „	164,57 „
9.	70	153,3 „	141,90 „
10.	66	155,4 „	159,62 „
11.	64	165,5 „	169,75 „
12.	65	173,1 „	164,57 „
13.	69	166,9 „	150,14 „
14.	67	162 „	154,89 „
15.	63	172,5 „	175,19 „
16.	64	167,9 „	169,75 „

Bei Kindern.

No.	Puls-frequenz.	Beobachtete Körpergrösse.	Berechnete Körpergrösse.
1.	77	119,6 CM.	117,27 CM.
2.	75	133,6 „	123,61 „
3.	100	86,7 „	69,53 „
4.	88	91,9 „	89,79 „
5.	68	153,3 „	150,37 „
6.	67	156,4 „	154,89 „
7.	80	113,7 „	108,64 „
8.	83	107,8 „	101 „
9.	76	123,5 „	120,38 „
10.	90	102,4 „	85,84 „

3) Geschlecht. Abgesehen von dem Einflusse der Körpergrösse pflegt die Pulsfrequenz der Frauen um etwas grösser zu

sein als bei Männern gleichen Alters. Schon Kepler taxirte den mittleren Puls des erwachsenen Weibes auf 80 Schläge.

Quetelet zählte den Puls bei 300 Männern und 300 Weibern und fand die Schläge also:

Alter.	Männlich.	Weiblich.
0	136	135
5	88	—
10—15	78	—
15—20	69,5	78
20—25	69,7	77
25—30	71,0	72
30 - 50	70,0	74,5.

Nach Steffen sind die Pulse der Knaben und Mädchen

im 1. Jahre 100 und 110,
„ 6. „ 84 „ 90,
„ 13. „ 76 „ 84.

4) Muskelthätigkeit. Während der Contraction der Muskeln nimmt die Zahl der Herzschläge zu. Es macht sich dieses schon geltend bei den verschiedenen Stellungen des Körpers, da ja beim Liegen, Sitzen und Stehen eine verschieden grosse Muskelthätigkeit erforderlich ist. Schon Bryan Robinson hat hierauf aufmerksam gemacht; nach ihm ist beim Sitzen der Puls um etwa 3 Schläge frequenter, als im Liegen, beim Stehen ferner um ungefähr 9 Schläge häufiger, als beim Sitzen. Doch finden sich mancherlei Ausnahmen Floyer, M'Donell, Harden u A. haben dieses Gesetz bestätigt; Graves gibt die Differenz der Schläge in liegender und in aufrecht stehender Position auf 6—15 Schläge in der Minute an bei gesunden Erwachsenen; Guy auf 9, Vivenot auf 10,86 Schlägen; diese Differenz soll nach den Ermittelungen von Knox und Guy Morgens und Vormittags noch prägnanter hervortreten. Besonders auffallend ist die Erscheinung bei Krankheiten und Schwächezuständen, jeder Arzt kennt die oft bedeutende Pulsvermehrung beim Aufrichten seiner Kranken und Reconvalescenten. Schon Vierordt macht mit Recht darauf aufmerksam, dass man die Verschiedenheiten der Widerstände der

arteriellen Blutsäule bei den verschiedenen Körperstellungen nicht übersehen dürfe. Marey äussert sich darüber in seinem grösseren Werke: So oft die Schwere derart auf einen Körpertheil wirkt, dass sie dadurch beiträgt, den Blutlauf zu hemmen oder zu befördern, so veranlasst sie auch eine sekundäre Modifikation im allgemeinen Blutdruck in den Arterien und in Folge dessen eine Aenderung in der Häufigkeit der Herzschläge. Ich möchte noch auf ein anderes, jedenfalls nicht unwesentliches Moment hinweisen: es ist der bei den verschiedenen Körperstellungen statthabende verschiedene Blutreichthum des verlängerten Markes, des Centralorganes der regulatorischen Herznerven und der Gefässnerven. Leichtere Bewegungen des Körpers vermehren den Pulsschlag um 10 – 20 Schläge, bei starkem Laufen kann sogar die Frequenz bis 140 steigen; bei schwächlichen Constitutionen tritt die Erscheinung in bedeutenderem Grade und schon nach geringeren Anstrengungen hervor.

Vivenot fand seinen Puls bei horizontaler Lage und Ruhe 65,01, bei vertikaler ruhiger Stellung 74,00, endlich nach einem Spaziergange 83,77 Schläge in der Minute vollführend.

5) Tageszeit. Es kann nach den vielen Untersuchungen von Knox, Guy und Dupuy als Regel gelten, dass der Puls des Morgens etwas frequenter ist, als des Abends. Im Schlafe sinkt die Frequenz und zwar, wie Guy angibt, bei Kindern in bedeutenderem Maasse als bei Erwachsenen. Auch wird von fast allen Beobachtern übereinstimmend angenommen, dass der Puls des Nachts auch während des schlaflosen Zustandes sinke. Vierordt glaubt, dass das Erwachen eine vorübergehende Frequenzsteigerung mit sich bringe, da auch die Kohlensäureexhalation unmittelbar nach dem Erwachen stärker wird, um etwa nach Verlauf einer halben Stunde zu sinken Vivenot fand an sich selbst bedeutendes Ansteigen des Pulses nach dem Frühstücke um 7 Uhr; von da an stetige Abnahme bis gegen 1 Uhr; um 2 Uhr Nachmittags Zunahme der Pulsfrequenz durch das Mittagessen und dann stetige Abnahme desselben bis in die Nacht und gegen den Morgen hin.

Schon den alten Schriftstellern Rye, Schwenke, Robinson, Senac, Alb. v. Haller, Authenrieth, Cullen war

die Pulsschwankung an den verschiedenen Tageszeiten nicht unbekannt.

Nach Guy's Beobachtungen war der Puls Morgens 61,3, Abends 58,7 beim gesunden Manne. Und dann fügt er hinzu, dass der Puls, der des Morgens somit etwas frequenter sei, als des Abends mit den Stunden des Tages etwas abnehme, dass ferner die Pulsfrequenz des Abends schneller abnehme als des Morgens.

Die genauen Untersuchungen von Budge*) haben für den Gesunden ergeben, dass der Puls am Tage zweimal ansteige, dazwischen absinke, des Nachts sodann zweimal absinke und dazwischen einmal steige.

Die erste Tagessteigerung beginnt zwischen 3—6 Uhr früh (61), so dass gegen 8—11½ Uhr das Maximum (74) erreicht ist. Darauf folgt nun ein Abfall der Frequenz bis gegen 2 Uhr. Die nun folgende zweite Steigerung beginnt gegen 3 Uhr und verläuft bis gegen 6—8 Uhr (70). Von dieser Zeit ab fällt der Puls bis um Mitternacht (54); dann steigt er wieder bis gegen 2 Uhr Nachts. Alsdann fällt er abermals bis zur ersten Tagessteigerung. Ich kann mit Suchier diese Angaben bestätigen. — Bei Neugebornen fand Gorham den Schlaf vermindernd auf die Pulsfrequenz wirken. — Wie die Schwankungen des Pulses am Tage und während der Nacht zu erklären seien, ist, ehrlich gestanden, nach unserer gegenwärtigen Kenntniss nicht zu bestimmen. Ich enthalte mich daher jeglicher Erklärungsversuche, sowohl früher gegebener als auch eigener.

6) Rücksichtlich des Einflusses der Nahrungsaufnahme kann man im Allgemeinen behaupten, dass während des Fastens die Pulsfrequenz sinkt, während der Verdauungsthätigkeit aber zunimmt. Bei Aussetzen des Mittagsmahles sank bei Vierordt der Puls um 1—2 Schlägen. Dieser Forscher stimmt mit Guy darin überein, dass nach der Mittagsmahl der Puls bedeutend stieg, um 8—20 Schlägen, bei dem Abendessen war dies nicht der Fall. Natürlich hat auch die Art der Kost einen nicht unerheblichen Einfluss, worauf in besonderem Falle zu achten: schwere und er-

*) Allgem. Pathologie. Bonn 1843. — Casper's Wochenschr. 1842. 1. u. 2.

hitzende Nahrung beschleunigt den Puls mehr, als leichtverdauliche und kühlende. Warme Getränke erwärmen schnell das Blut, erweitern so die peripherischen Blutgefässe und bedingen somit in Folge der Verminderung der Widerstände eine Beschleunigung der Herzthätigkeit. Vivenot fand durch die Aufnahme des Frühstückes seinen Puls um $7_{,80}$ Schläge in der Minute beschleunigt, in einer halben Stunde nach demselben sank der Puls wieder um $1_{,38}$ Schlag, innerhalb 1 - 2 Stunden nochmals um $3_{.54}$ Schläge. Im luftverdichteten Raume stieg Vivenots Puls nach dem Frühstück um 13 Schläge, in einem andern Falle um 12.

7. Temperatur. Die gewöhnlichen Schwankungen unserer Zimmertemperatur haben auf die Frequenz des Herzschlages keinen nachweisbaren Einfluss. Dagegen tritt bei starker Hitze und vor Allem bei warmen Bädern eine selbst beträchtliche Steigerung der Pulse ein. Dasselbe gilt von der gesteigerten Wärme der warmen Jahreszeit und heisser Länder. Umgekehrt wirken kalte Bäder herabsetzend.

Schon Humboldt hatte die Erfahrung gewonnen, dass ein ausgeschnittenes Froschherz erwärmt lebhafter pulsire. In seinem Werke: Versuche über die gereizte Muskel- und Nervenfaser, sagt er (Bd. II. pag. 227): Entblösste Herzen steigen in lauer Milch von 12 Pulsationen zu 40. Wie der Pulsschlag des ausgeschnittenen Herzens durch Wärme zunimmt, so bemerkt man diese Zunahme auch bei unverletztem Körper. Herr Fordice (Med. extracts Vol. 2. pag. 149) zählte bei sich selbst 145 Schläge als er sich einer Temperatur von 110° Fahrenheit (35° R.) ($43_{,75}$° C.) aussetzte.

Budge (Archiv für physiolog. Heilkunde V. pag. 599.), R. Wagner, (Handwörterbuch der Physiol. III. pag. 439) und Calliburces (Gaz. hebdomad. 1857 pag. 468) haben später die Humboldt'sche Angabe bestätigen können.

Ich fand, dass die innere Herzfläche empfänglicher für diese Anregung sei, als die äussere.*) Neuerdings haben auch Onimus und Viry**) gefunden, dass das Herz bei unmittelbarer Einwir-

*) L. Landois, die direkte Herzreizuung, Greifswalder medizinische Beiträge. II. 1864.

**) Journal de l'anatomie et de la physiologie. III. 1866. pag 148.

kung hoher Temperaturen schneller schlägt, bei niedriger dagegen langsamer, bis es bei der Eiseskälte paralytisch wird. Schon Kielmeyer*) bemerkte, dass die natürlichen Bewegungen des Herzens mit der abnehmenden Wärme der Blutmasse langsamer werden. Auch Cyon bestätigte den Einfluss der Wärme.

8. Luftdruck. Ueber den Einfluss des verstärkten und verminderten Luftdruckes auf die Zahl der Pulse hat man vornehmlich erst in der Neuzeit mit Hülfe der pneumatischen Apparate und der Taucherkasten bei Wasserbauten ein umfassendes Material der Beobachtung sammeln können. Mit wenigen Ausnahmen stimmen alle Forscher, wie Tabarié, Pravaz, Guérard, Bertin, Milliet, Vivenot, Sandahl, Levinstein, J. Lange, C. Lange u. A. darin überein, dass der Aufenthalt unter einem höheren Luftdrucke eine Herabsetzung der Pulsfrequenz mit sich bringe.

Vivenot**) fand, dass, wenn er die Frequenz kurz vor dem Eintritt in den pneumatischen Apparat als vergleichenden Ausgangspunkt nahm, bei allmählicher (20 Minuten dauernder) Steigerung des Luftdruckes bis auf $^3/_7$ Atmosphärendruck Verstärkung der Puls um $3,_{45}$ Schläge abnahm, nach $1\frac{1}{2}$ stündigem Verweilen im Cabinette um $6,_{33}$ und bei Rückkehr unter normalen Druck um $7,_{31}$ Schläge in der Minute.

Die gewöhnlichen Barometerschwankungen haben keinen evidenten Einfluss. Die Grösse der Pulsverlangsamung unter verstärktem Luftdrucke wächst nach Vivenot im proportionalen Verhältnisse mit der unter normalem Luftdrucke beobachteten Frequenz des Pulses, und zwar ist die durch die Verdichtung der Luft hervorgerufene Verlangsamung der Pulsfrequenz eine um so grössere, je mehr sich die Anzahl der Pulsschläge von der normalen Zahl entfernt.***)

Bei vermindertem Luftdrucke sah Vivenot die Zahl der Pulsschläge steigen und den Einzelpuls höher schlagen.

---

*) Siehe Humboldt, l. c. Bd. II pag 278.

**) Virchow's Archiv Bd. 34. 1865. pag. 532.

***) Vivenot: Ueber den Einfluss des veränderten Luftdruckes etc. Virchow's Archiv. Bd. 29. 1860

9. Schmerz. Man hat nicht selten die Beobachtung machen können, dass unter dem Einflusse des Schmerzes die Zahl der Pulsschläge sich vermehrte. In anderen Fällen, namentlich bei Neuralgien, blieb diese Frscheinung aus. Es handelt sich hier natürlich nur um eine reflectorische Erregung. Die Reizung der sensiblen Nerven bewirkt eine reflectorische Erregung der Gefässnerven, welche eine Verengerung in den betreffenden Blutbahnen zur Folge hat.

Die Steigerung des Blutdruckes bewirkt alsdann die Pulsbeschleunigung. Natürlich hängt viel davon ab, wie gross der Bezirk der so erregten Gefässnerven ist Man wird nicht annehmen können, dass wenn die Erscheinung blos auf ein geringes Gebiet der Schlagadern beschränkt bleibt, schon Pulsbeschleunigung eintrete, weil der so resultirende Druckzuwachs zu unbedeutend ist. Daher das Unbeständige der Erscheinung. In der neueren Zeit hat P. Mantegazza*) Untersuchungen nach dieser Richtung hin angestellt. In Bezug auf die Veränderung der Zahl der Pulse nach schmerzhaften Eingriffen kam er zu keinem Resultate, indem er, bei Erregung des Schmerzes an der Hand eines Menschen, mitunter die Pulszahl steigen, mitunter fallen sah. Dagegen zeichnete der Sphygmograph von der Art. radialis des anderen Armes nach dem Schmerze im Allgemeinen kleinere und niedrigere Curven, die mir die Charaktere eines verstärkten Blutdruckes innerhalb der Schlagader anzudeuten scheinen.

Constanter sind die Einwirkungen des Wehenschmerzes auf den Pulsschlag. Die Pulsfrequenz nimmt nämlich nach Martin und Mauer**) bei jeder Wehe zu, sie erreicht ihr Maximum während der Acme derselben und sinkt dann allmählich mit dem Nachlassen desselben wieder. Hierbei verhält sich das Maximum der Pulsfrequenz zum Minimum wie 7—9 zu 5—6. In der ersten Zeit des Geburtsaktes dauert diese periodische Schwankung nur 1 – 1½ Minute, in der vierten Periode der Geburt dagegen länger und die Schwankungen in der Zahl der Pulsschläge sind

---

*) Della azzione del dolore sulla calorificazione et sui moti del cruore. Ricerche sperimentali del professore Paolo Mantegazza Milano 1866.

**) Archiv für physiol Heilkunde. Bd. 13. pag. 369.

hier bedeutender. Die Steigerung der Pulszahl steht überhaupt zu der Stärke der Wehen in direktem Verhältnisse. Da nach Anwendung des Chloroformes bis zum Verlust der Sensibilität die Schwankungen in der Pulsfrequenz ausfallen, so ist man wohl berechtigt, die Erscheinung als eine von Seiten der sensiblen Nerven hervorgerufene Erscheinung zu betrachten.

Zu anderen Resultaten führten die Versuche von Vigouroux*), welcher bei heftiger Reizung sensibler Nerven Hemmung der Herzaction bis zum völligen Stillstande beobachten konnte. Dieser Forscher nimmt an, dass es sich hier um eine reflektorische Erregung des N. vagus, also um eine Reflexhemmung handle. Bei anästhesirten Thieren bestand dieselbe Erscheinung fort, ja sogar in scheinbar gesteigertem Grade. Der Verfasser hat jedoch die gleichzeitige Aenderung in den Athembewegungen nicht gebührend berücksichtigt. Dies ist aber unbedingt nothwendig, da ich den Nachweis geliefert habe, dass durch Athmungsbehinderung der Puls bedeutend selbst bis zum momentanen Herzstillstand abnimmt.

10. Psychische Einflüsse. Der Einfluss psychischer Erregungen auf die Zahl und Energie des Herzschlages ist unbestritten. Auch hier ist die Annahme statthaft, dass sich wesentlich die vasomotorischen Nerven als Vermittler der Erscheinungen bethätigen. Es spricht hierfür mit Bestimmtheit das gleichzeitige Erröthen und Erblassen, sowie das begleitende Gefühl fliegender Wärme und überrieselnder Kälte. Vom Grosshirn scheint sich die Frregung auf das intracranielle Centrum der Gefässnerven zu übertragen Die in Folge der Erregung dieser letzteren stattfindenden Aenderungen des Blutdruckes können natürlich nicht ohne Einfluss auf die Schlagfolge des Herzens sein. Am häufigsten sahen wir eine Pulsbeschleunigung eintreten R. Wagner zeigte, dass die Kaninchen, denen die Acupuncturnadel in's Herz gesenkt war, allemal die Pulse sich vermehrten, so oft er das Thier erschreckte

*) Mémoire sur l'influence de la sensibilité sur la circulation pendant l'anésthésie. Gazette médicale de Paris 1861. No. 8. pag. 125.

Gehen wir nun zur Betrachtung des

§. 81.

Pulsus celer und Pulsus tardus

über. —

Ist der einzelne Pulsschlag derartig beschaffen, dass durch das systolische Einströmen des Blutes schnell das Maximum der Dehnung des arteriellen Rohres erlangt wird, und dass dann weiterhin der Dilatation des Arterienrohres eine analoge schnelle Contraction des Gefässrohres nachfolgt, so nennt man diese Art des Pulses den geschwinden Puls (Pulsus celer, — σφυγμὸς ταχύς); im entgegengesetzten Falle wird der Puls als gedehnter Puls (Pulsus tardus) bezeichnet. (cf. pag. 164 Figur 46.)

Es ist zu bewundern, dass schon im hohen Alterthume diese Pulsformen dem Scharfsinne eines Rufus von Ephesus, eines Herophilus, eines Galenus nicht entgangen sind. Erstere unterschieden den σφυγμὸς ταχύς bereits sehr genau vom σφυγμὸς πυκνός; es heisst beim ταχύς bedürfe es zur Erforschung der Pulsbewegung nur eines Pulses, beim πυκνός einer ganzen Reihe. Ich habe fernerhin schon Oben auseinandergesetzt, dass Galenus sogar bereits Unterarten bei den Pulsen aufzustellen versuchte.

Es darf uns nicht Wunder nehmen, dass der Pulsus celer und tardus im Gegensatze zu dem frequens und rarus die Gelehrten aller Zeiten lebhaft beschäftigt hat. „Frequens adeo pulsus erit“ — sagt Alb. v. Haller*) — „quoties cor in dato tempore pluries contrahitur. Celer erit, quando cordis systole in quam minimo tempusculo absolvitur.“ Das Entgegengesetzte findet natürlich statt beim Pulsus rarus und tardus.

In demselben Sinne haben sich schon früher Stahl, Morgan, Schelhammer, de Moor ausgesprochen.

Alb. v. Haller erwähnt mit vollem Rechte, es könne der Puls mitunter ein ausserordentlich seltener sein und dennoch könne dabei das Herz einen exquisit geschwinden Puls erzeugen. Er erwähnt des Hühnchens im Ei, das bei Erkaltung einen seltenen

*) Elementa physiologiae. Tom. II. p. 247.

Puls zeige; — „certus vidi, infrequentissimum pulsum fuisse, ut in minuto horae quatuor, duae, et denique unica cordis esset systole: et tamen singuli pulsus magna celeritate absolvebantur.“ Ich kann diese Beobachtungen völlig bestätigen; ich sah ähnliche Erscheinungen am ausgeschnittenen Herzen des Frosches, auf welches ich, um die Pulszahl zu vermindern, verschiedenartige Reize einwirken liess.*) Oft fällt allerdings der schnelle Puls mit dem geschwinden zusammen, so namentlich auch beim Menschen.

Freilich hat es nicht an gelehrten Aerzten gefehlt, welche geläugnet haben, es liesse sich beim gesunden Menschen der schnellende Puls vom gedehnten unterscheiden, wie F. Hofmann und Pitcarne behaupten.

Als Ursache des schnellen Pulses, zugleich auch des frequenten, erwähnt Alb. v. Haller eine grössere Reizbarkeit des Herzens, er findet ihn vorwiegend bei Neugebornen und jugendlichen Wesen und bei kleineren Thieren. Auch bei sterbenden Thieren fand er dasselbe.

Vom normalen Pulse bis einerseits zum ausgesprochenen P. celer, andererseits bis zum ausgesprochenen P. tardus gibt es natürlich die mannichfaltigsten Abstufungen.

Fragen wir nach der Ursache des P. celer und tardus, so müssen wir im Allgemeinen festhalten: Alle Momente, welche gestatten, dass die Systole des Pulses schnell die grösste Höhe erreicht und zulassen, dass das Arterienrohr in gleicher Weise schleunig vom Zustande der maximalen Dehnung in den Zustand der Contraction zurückkehrt, veranlassen den Pulsus celer. Soll hingegen der P. tardus in die Erscheinung treten, so werden gerade die in entgegengesetztem Sinne wirksamen Momente in Thätigkeit gesetzt werden. Sollen wir diese Momente der Reihe nach aufzählen? Wir haben in dem allgemeinen Theile, der von der Bildung der Pulswelle überhaupt handelt, bereits alle jene Momente entwickelt und der aufmerksame Leser

*) L. Landois, die direkte Herzreizung. Greifswalder mediz. Beiträge. II. pag. 161 ffg.

wird leicht diejenigen herauskennen, die hier von Bedeutung sind. —

Ich will hier nur in aller Kürze rekapituliren, dass nach unseren Versuchen folgende Sätze über die Pulscelerität feststehen.

1. Die Pulscelerität ist um so grösser, je unbehinderter der Abfluss des Blutes aus den kleinen Gefässen oder den Venen ist; (vgl. Figur 43. p. 160) (54 D. p. 193) also auch in der Inspiration grösser als in der Exspiration.
2. Je kürzer die Herz-Contraction ist (vgl. Figur 36. A. B. pag. 145 — Figur 46. p. 164) — Figur 53 A. p. 191.
3. Je schneller sich die Arterie contrahirt; (§. 89. p. 258 ff.)
4. Sie ist grösser in den dem Herzen näher gelegenen Arterien, ceteris paribus. (Vgl. Fig. 20. 21. pag. 116)

Unter der Bezeichnung Pulscelerität versteht man seit geraumer Zeit das Verhältniss der Dilatationszeit der Schlagader zur Contractionszeit. Vierordt hat erstere Zeit = 100 gesetzt. Stephan Hales nahm an, dass die Ausdehnung der Arterie $\frac{1}{3}$, die Zusammenziehung $\frac{2}{3}$ der Gesammtdauer des Pulsschlages ausmache. Vierordt, der diesem Gegenstande vielen Fleiss zuwandte, leider aber in unrichtiger Weise seinen Sphygmographen angewendet hat, findet die mittlere Pulscelerität = 106, d. h. die Expansionszeit der Arterie verhält sich zur Contractionszeit wie 100 : 106. Seine Kranken zeigten eine Celerität von nur 102.

Von den Frauen vermuthete er, dass ihre Celerität 101 im Mittel geringer sei, als die der Männer.

O. Naumann taxirte die Dauer der Systole auf $\frac{1}{3}$, die der Diastole auf $\frac{2}{3}$ —, Chelius die erstere auf $\frac{1}{4}$, letztere auf $\frac{3}{4}$.

Nach der Ausmessung meiner sphygmographischen Curven fand ich bei passender Belastung des Instrumentes das Verhältniss der Expansionszeit zur Contractionszeit:

an der carotis	=	100 : 760,
„ „ axillaris	=	100 : 766,
„ „ radialis	=	100 : 866,
„ „ femoralis	=	100 : 700,
„ „ pediaea	=	100 : 680.

Die Versuche wurden an einem gesunden jungen Manne angestellt in ruhiger Lage. Um über den exquisiten Pulsus celer

und tardus richtige Aufschlüsse zu gewinnen, bedarf es eingehender sphygmographischer Erforschung. Das Taxiren nach blossem Gefühle ist werthlos. Ich habe auf diese Untersuchung nicht eingehen können, da mir ein Material hierfür nicht zu Gebote stand. Uebrigens will ich hier nur noch bemerken, dass die Versuche über die Pulscelerität nur dann zuverlässliche Resultate ergeben können, wenn man genau die Belastung der Arterie mit in Betracht zieht.

Ich werde Unten den Nachweis liefern, dass die Pulscurven bei steigender Belastung geringere Expansionszeiten und längere Contractionsphasen zeigen. Nur mit Rücksicht auf dieses Moment lassen sich überhaupt die kolossalen Differenzen in den Angaben über die normale mittlere Pulscelerität erklären, wie sie von Vierordt, Naumann und mir gemacht sind. Vierordt hat seinen Sphygmographen stets viel zu gering belastet, auch die mit Wasser gefüllte Röhre Naumanns drückt nur sehr wenig gegen die Arterie an. Die Feder des Marey'schen Apparates drückt viel stärker und dem Widerstande von Seiten der Arterie mehr entsprechend. Genau genommen aber sollte man bei jeder Arterie eines jeden Individuums erst die Belastung experimentell feststellen, bei welcher alle Einzelheiten der Pulscurve am characteristischsten zur Erscheinung kommen und hiernach die Pulscelerität bestimmen. — Siehe übrigens besonders den Einfluss der Pulsfrequenz: §. 79. pag. 222–227.

---

§. 82.

III. Verschiedenheit der Puls-Rhythmen: Pulsus intermittens, — deficiens, — myurus, — coturnisans, — intercurrens, — inciduus.

An der normalen Schlagader erkennt der tastende Finger keinen besonderen Rhythmus, es folgen vielmehr einfach Schlag auf Schlag in annähernd gleichen Abständen. Alle abweichenden compliciten Rhythmen gehören den abnormen Pulsbewegungen an. Zuweilen fällt in einer Reihe sonst mehr oder weniger gleichmässiger Pulsschläge plötzlich eine Elevation aus: wir haben dann den aussetzenden Puls (Pulsus intermittens). Es beruht

diese Erscheinung oftmals darauf, dass der linke Ventrikel sich in dem betreffenden Momente so schwach und unergiebig contrahirt, dass durch die so erzeugte geschwächte Systole eine Pulswelle erzeugt wird, welche zu schwach ist, als dass dieselbe an der Art. radialis durch das Tastgefühl erkannt werden könnte. Es findet diese Erscheinung jedoch meist nur dann statt, wenn der Puls im Ganzen bereits eine bedeutende Kleinheit erlangt hat. Mitunter kann aber auch der Pause ein wirkliches Fehlen der Systole entsprechen Das nennt man Pulsus deficiens.

Die alten Aerzte haben dem intermittirenden Pulse eine grosse Bedeutung beigelegt Die chinesischen Aerzte hielten ihn, wenn er sich mit Schwäche und Leerheit paarte, für sehr gefahrvoll, wie Halde berichtet. Besonders gefahrdeutend, ja den Tod anzeigend, hielten sie den Pulsschlag, der allemal nach sieben Schlägen eine Intermission zeigt.

Bei sterbenden Thieren habe ich es häufig beobachtet, dass mit eintretender Schwäche intermittirende Pulse auftraten, eine Erscheinung, die auch Alb. v. Haller nicht unbekannt war. Es fangen dem Herzen für die Ausführung der normalen Schläge an die Kräfte zu erlahmen und so wird hin und wieder eine Systole sehr klein, oder sie fällt ganz aus.

Ausser dem intermittirenden Pulse kommen, wiewohl selten, auch complicirtere Rhythmen zur Beobachtung. Als einen der merkwürdigsten treffen wir den schon im Alterthume bekannten Pulsus myurus. Dieser ist dadurch eigenthümlich, dass einer grossen Expansion eine ganze Reihe nach und nach stets kleiner werdender Schläge folgt. So können sich fort und fort derartige Rhythmen an einander reihen, indem an den letzten kleinen Schlag wieder ein grosser als Beginn einer neuen Folge sich anschliesst. Die Bezeichnung ist des Vergleiches wegen gewählt: eine so bezeichnete Pulsreihe ist in ihren Grössenverhältnissen ähnlich den einzelnen Wirbeln eines Mauseschwanzes.

Werden die Pulsschläge der Reihe allmählich so klein oder fehlen dieselben, so dass sie nicht mehr durch das Tastgefühl erkannt werden können, so haben wir den Pulsus myurus deficiens. — Schliesst sich ferner an die Rhythmenkette des Pulsus myurus eine Reihe von Pulsschlägen, welche allmählich wieder

grösser werden, an, die sich also gleichsam umgekehrt verhalten, wie der P. myurus, so erhalten wir den Pulsus myurus recurrens, beziehungsweise den Pulsus myurus deficiens recurrens.

Als eine andere besondere, aber auch seltene Form abnormer Pulsrhythmen ist der Pulsus coturnisans zu betrachten. Aehnlich dem Wachtelschlage folgen allemal drei Pulsschläge schnell hintereinander. Physiologische Anhalte für diese merkwürdige Form fehlen völlig. Ich habe den P coturnisans einmal bei einem curarisirten Hunde in ganz exquisiter Weise bis fast zum Tode beobachten können.

Nicht gerade selten kann man die Beobachtung machen, dass mitunter in einer Reihe an sich ungefähr gleich grosser und gleich lange dauernder Pulse ein oder anderer kleiner Pulsschlag wie eingeschoben erscheint. Wir bezeichnen diese Erscheinung mit dem Namen Pulsus intercurrens sive intercidens.

Wir bezeichnen endlich den Puls als Pulsus incidens, wenn nach einem normalen Schlage ein grösserer zweiter anhebt, sodann ein noch grösserer dritter u. s. w. „ut in mari quaedam unda violentior priorem supervenire solet" (Alb. v. Haller).

Franc. Solano hat diese, an sich gleichfalls seltene, Pulsart aufgestellt. Man kann dieselbe in gewissem Sinne als die umgekehrte Form des P. myurus betrachten.

Ausser diesen gröberen nicht zu übersehenen Rhythmen kommen aber auch nicht selten bei Gesunden Rhythmen vor, die erst eine genauere instrumentale Erforschung entdeckt und es ist, wie Vierordt mit Recht sagt, möglich, dass es tiefer liegende rhythmisch eingreifende Einflüsse gibt, z. B. von Seiten des Nervensystems, welche auf den Gang der auf einander folgenden Pulse wirken könnten. Besagter Forscher hat über diesen Punkt interessante Entdeckungen mitgetheilt. „In vielen Versuchen," — sagt er — „folgt mit einer gewissen Vorliebe auf einen kürzer dauernden Puls ein längerer und dann wieder ein kürzerer (also — + —). Wir wollen dieses die dreigliedrige Periode nennen. 2) Auf den ersten kürzeren Puls der Periode folgt ein längerer, dann ein dritter noch längerer, endlich ein vierter kürzerer (— + + —): die steigende viergliedige Periode. 3) Auf den

ersten Puls folgt ein zweiter längerer, der dritte ist kürzer, der vierte endlich kürzer als der dritte (— + — —): die fallende viergliedrige Periode. 4) Die erste Periode ist fünfgliedrig. Der erste und fünfte Puls sind die kürzeren (— + + + —) oder (— + + — —). 5) Endlich gibt es in selteneren Fällen aus 6, 7, 8, sehr selten selbst aus 10 Pulsen bestehende Perioden, auch hier sind die Anfangs- und Endpulse die kürzeren, z. B. — + + + — — —) u. s. w. Die einzelnen Perioden einer Pulsreihe werden also bei dieser Aufstellung immer begrenzt von zwei kürzeren Pulsen, während die Dauer der zwischenliegenden anfangs steigt und dann sinkt. Das letzte Glied der vorhergehenden Periode ist zugleich das erste der nachfolgenden.“ — (L. c. pag. 124.)

---

§. 83.

IV. Verschiedenheit des Pulses nach der Stärke und Spannung: Pulsus fortis, debilis, — durus, mollis, plenus, vacuus, — oppressus.

Auch die neuere Pathologie bewahrt noch gegenwärtig die seit Alters überlieferten Unterscheidungen des Pulses rücksichtlich der Stärke, mit welcher die Welle den tastenden Finger hebt und rücksichtlich der Spannung, welche die Pulswelle im Schlagaderrohre bewirken hilft. Wird der tastende Finger mit einer gewissen Energie emporgehoben von der Welle, so bezeichnen wir den Puls als starken, als P. fortis. Ceteris paribus wird derselbe zur Entstehung kommen durch eine ergiebige energische Systole des Herzens. Die entgegengesetzte Eigenschaft der Pulswelle kennzeichnet den schwachen Puls, P. debilis. Struth lehrte schon, man solle die Stärke des Pulses messen durch aufgelegte Gewichte und sehen, wieviel die Welle noch aufzuheben vermöge. Das gehobene Gewicht zeigt die Stärke des Pulses.

Lässt sich der Widerstand der pulsirenden Ader entweder nur mit Mühe oder aber mit Leichtigkeit durch den Druck des tastenden Fingers überwinden, so muss man den Puls einen harten oder einen weichen nennen: P. durus (cf. pag. 256) und mollis.

Geht die Pulsbewegung an einer stark oder wenig gefüllten Arterie vor sich, so kommt der volle oder leere Puls zur Beobachtung; Pulsus plenus und vacuus. Fig. 54. C. Beobachtet man an einem harten und kleinen Pulse, dass die folgende Pulswelle sich allemal, gleichsam einen Widerstand überwindend, in das Arterienrohr hineinpressen muss, so nennen wir diese Pulsqualität den unterdrückten Puls: Pulsus oppressus. Fig. 54. D. Allen letzteren Pulsen fehlt der scharfe physiologische Character.

---

§. 84.

V. Verschiedenheit des Pulses nach der Grösse der Pulswellen: Pulsus magnus, parvus, — inaequalis, — differens, — tremulus, — undulosus, — filiformis, — insensibilis.

Ist die durch das Arterienrohr dahinziehende Pulswelle hoch oder niedrig, so unterscheiden wir den grossen und den kleinen Puls: pulsus magnus und parvus. In der Regel ist der harte Puls zugleich ein grosser; doch hob schon Senac hervor, dass auch der kleine die Eigenschaft des harten besitzen könne. Je grösser der Druck ist, mit welchem die Flüssigkeit in das elastische Rohr eingepresst wird, um so grösser wird ceteris paribus der Puls, wie unsere Versuche gelehrt haben. (Vergl. Figur 25. E. F.) — Sind die einzelnen Pulsschläge an Zeitdauer und an Stärke unter einander verschieden, so haben wir den ungleichen Puls: pulsus inaequalis. (pag. 191 Figur 53 C.)

Eine besondere Eigenthümlichkeit des Pulses ist es ferner, dass mitunter die Elevationen an der einen Körperseite von denen an der entsprechenden Schlagader der anderen Seite unterschieden ist, sei es nach der Zahl, sei es nach der Qualität der Bewegung. Das ist der verschiedenartige Puls: pulsus differens. Die Ursachen dieser Differenz können entweder rein mechanische sein, wie drückende Geschwülste, welche die arterielle Blutbahn eines Gliedes behindern, oder den venösen Abfluss hemmen, Aneurysmen, Verwachsungen, Verstopfungen der Gefässe, Entzündungen des betreffenden Gliedes, oder aber es kann in einer abnormen Thätigkeit und zwar sowohl gesteigerter als auch geschwächter der Muskeln oder der Nerven der Arterien der einen Seite beruhen.

Bisweilen ist der Puls so schwach, dass er nur ein leichtes Zittern wie Schlagaderrohre hervorruft: Pulsus tremulus sive formicans sive vermicularis. Fig. 53.B. Oder es ziehen seine Schläge als sanfte niedrige Wellenzüge unter dem tastenden Finger einher: Pulsus undulosus. Combinirt sich der kleine Puls mit einem besonders hohen Grade einer abnormen Weichheit, so bezeichnen wir ihn als fadenförmigen Puls: Pulsus filiformis.

Endlich kann der Puls so schwach sein, dass der tastende Finger denselben nur noch kaum, oder gar nicht mehr wahrnimmt Das ist der Pulsus insensibilis, den Aerzten vornehmlich als Vorbote des nahen Todes bekannt.

---

§. 85.

VI. Die Erscheinungen des Anakrotismus an der lebenden Schlagader.

Unter „anakroten" Erhebungen an den Pulscurven verstehen wir jene, welche an dem aufsteigenden Curvenschenkel zur Erscheinung kommen. Die Systole erreicht ihr Ende mit dem Schluss der Semilunarklappen: alle Erhebungen, welche vor Eintritt des Schlusses an den Pulsen zur Erscheinung kommen, sind eben als anakrote zu bezeichnen. Es gibt aber auch anakrote Erhebungen, welche nach dem Schlusse der Semilunarklappen auftreten. Die anakroten Elevationen kommen unter normalen Verhältnissen an der Schlagader des Menschen nicht zur Erscheinung: die Dauer der Systole von 0,309—0,346 Sekunden ist nämlich bei normaler Elasticität der Schlagadern zu kurz, als dass für die Enthaltung der anakroten Erhebungen Zeit übrig bliebe.

Der Anakrotismus gehört also dem Gebiete der Pathologie an, derselbe beansprucht aber desshalb nicht minder unser volles Interesse, weil er uns über wichtige Veränderungen am Herzen und an den Schlagadern Aufschluss zu geben vermag. Es wird unsere Aufgabe sein, die Bedingungen für sein Auftreten im Folgenden zu ermitteln.

Wir hatten bei unseren Versuchen über die anakroten Er-

hebungen an elastischen Schläuchen zweierlei Elevationen kennen gelernt: die Ausgleichsschwankungen und die Elasticitätselevationen.

Vorweg will ich hier für die lebendige Schlagader erklären, dass an ihr nur Elasticitätselevationen zur Ausbildung kommen, weil für die Formirung der Ausgleichsschwankungen keine Zeit gegeben ist. Ein Blick auf die Oben gegebenen Curven, welche den Anakrotismus in voller Ausbildung zeigen, lehrt uns, dass die Dauer der Systole eine sehr lange sein muss, wenn die Ausgleichsschwankungen verzeichnet werden sollen. (p. 137)

Da die Systole des Ventrikels selbst in denjenigen Fällen, in denen sie abnorm gross und lang zu sein pflegt, immerhin von nur sehr geringer Dauer ist, namentlich in Vergleich mit der Zeit für die Diastole und Pause, so wird es sofort einleuchten, wenn wir behaupten, dass auch bei vorhandenem Anakrotismus an der lebendigen Schlagader, doch immer nur die ersten Elevationen und zwar stets nur in sehr beschränkter Zahl zur Perception kommen können.

---

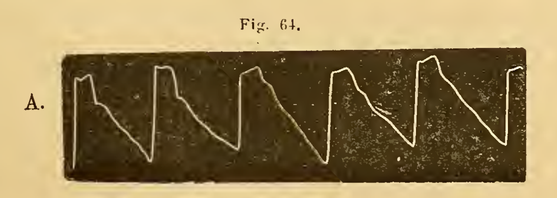
§. 86.

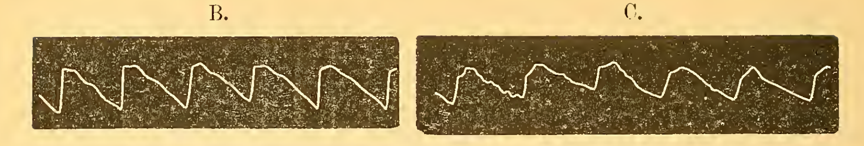
I. Anakrotie bei Dilatation und Hypertrophie des linken Ventrikels.

Wenn wir bei den Versuchen an elastischen Schläuchen zu dem Resultate gelangten, dass es zur Ausbildung der anakroten Erhebungen eines längeren systolischen Einströmens der Flüssigkeit bedürfe, so wird es uns nicht Wunder nehmen, dass wir in solchen Fällen, in denen beim Menschen eine grössere Menge Blutes durch die Systole in das Arteriensystem geworfen wird, anakrote Erhebungen wahrnehmen können.

Fig. 64.

A.





Ich habe hier vornehmlich Fälle von Morbus Brightii im Auge, welche mit Dilatation und Hypertrophie des linken Ventrikels einhergehen, von denen ich die drei obigen Curven durch die Güte des Herrn Collegen Dr. Bennecke erhalten habe. Alle drei Curven sind von der Arteria brachialis entnommen; an allen sehen wir den Anakrotismus auf das schönste ausgeprägt, indem der letzte Theil des aufsteigenden Curvenschenkels besonders abgesetzt bis zum Gipfel sich hinerstreckt. Ich verweise hier der Aehnlichkeit wegen auf Figur 31. p. 137 vom elastischen Schlauche.

Beim Morbus Brightii kommt aber noch ein Moment mit in Betracht, welches, wie wir bei den Versuchen an elastischen Schläuchen p. 147 ausführten, das Auftreten der Anakrotie begünstigt: es ist dies die bei dieser Krankheit sich zeigende grosse Spannung der Schlagadern. Schon der tastende Finger erkennt dies an dem sogenannten harten Pulse. Auch unsere Curven legen hierfür Zeugniss ab, dadurch nämlich, dass die Rückstosselevation fast ganz erloschen ist und der absteigende Schenkel der Curve in sehr schräger Linie abfällt. Ich glaube, dass beide Momente, die grössere Masse des Blutes, die bei jeder Systole durch den dilatirten und hypertrophischen Ventrikel in die Arterien getrieben wird und die grössere Spannung der Arterienwände beim Morbus Brightii den Anakrotismus bedingen. (cf. pag. 197.)

---

§. 87.

II. Anakrotie bei verminderter Elasticität der Arterienwandungen.

Es gelang mir durch meine Versuche p. 143 an elastischen Röhren zu zeigen, dass wenig elastische unter sonst gleichen Verhältnissen eher anakrote Erhebungen zeigen, als bedeutend elastische. Ich war dabei ganz sicher, ähnliche Verhältnisse beim Menschen wie-

derzutreffen, zumal ja der ätheromatöse Prozess und die Verkalkung der Arterienwände die Schlagadern ihrer Elasticität bedeutend berauben müssen. Schon Marey hat in seinem grösseren Werke*) Radialiscurven von alten Leuten von 76—96 Jahren mitgetheilt, welche insgesammt als anakrote zu bezeichnen sind. Ich verweise hier auf die Fig 60 (p. 203), welche zwei Radialiscurven hochbetagter Männer darstellt, an denen sich die in Rede stehende Eigenthümlichkeit deutlich zu erkennen gibt.

Aber auch hier will ich auf ein Moment aufmerksam machen, welches befördernd auf die Anakrotie bei alten Individuen wirken kann, es ist dies die seit Andral oft bei ihnen constatirte Dilatation und Hypertrophie des linken Ventrikels. Hierdurch kommt es natürlich, dass bei einer jeden Systole eine grössere Blutmenge in die Aorta geworfen wird, was ja an sich schon den Anakrotismus befördert. Wieviel nun in einem gegebenen Falle diesem letzten Momente oder der verminderten Elasticität der Arterienwand zuzuschreiben ist, muss eine genaue Untersuchung abzuwägen suchen.

§. 88.

III. Anakrotie bei Paralyse.

Eine höchst interessante Erscheinung ist die Anakrotie an den Arteriencurven paralytischer Körpertheile. Es stellt sich die Erscheinung indessen nur dann ein, wenn ausser den motorischen Nerven für die quergestreiften Muskeln zugleich die vasomotorischen Nerven mit in Leidenschaft gezogen werden. Im Uebrigen ist es scheinbar gleich, ob die Lähmung centralen oder peripherischen Ursprunges ist. Es schien mir der sicherste Weg zu sein, wenn ich auf experimentalem Wege der Lösung dieser Frage nach der Ursache dieser Erscheinungen näher träte und so habe ich denn meine Ansichten über diese Erscheinung in dem folgenden Capitel an die Mittheilung des Experimentes geknüpft.

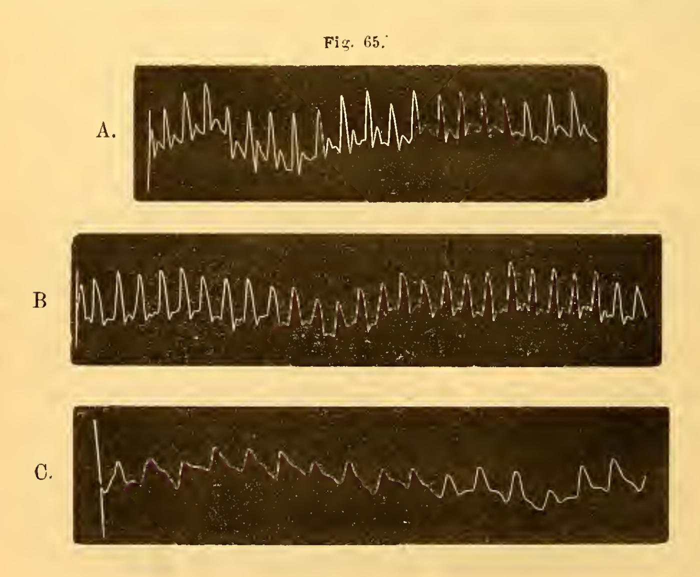
*) L. c pag. 417. 418. Figur 117—125.

§. 89.

Ueber den Einfluss der Rückenmarksdurchschneidung auf die Gestaltung der Pulscurven der Arteria femoralis beim Hunde.

Es lag in meinem Plane zu untersuchen, was für Veränderungen sich an den Pulscurven fänden, nachdem die Gefässnerven der Arterien in den Zustand der Lähmung übergeführt worden. Da die vasomotorischen Nerven des Rumpfes und der Extremitäten sämmtlich dem Rückenmark entstammen, so wählte ich folgenden Weg. Ich wollte die Arteria femoralis dicht unterhalb der Inguinalbeuge zum Object der Untersuchung machen. Um nun den ganzen vasomotorischen Nervenapparat für die Gefässverbreitung der Arteria femoralis zu paralysiren, durchschnitt ich am 30. December, $2\frac{1}{2}$ Uhr, einem etwas über mittelgrossen Schäferhunde am vorletzten Rückenwirbel die Medulla spinalis.

Fig. 65.



Die Blutung war unbeträchtlich.

Unmittelbar vor der Operation hatte ich die Curvenreihe *A* der vorstehenden Figur 65 von der Arteria femoralis an der von

mir gewählten Stelle entnommen. Dieselbe stimmt durchaus mit den normalen Femoraliscurven überein, wie ich dieselben so oft aufgenommen habe (vgl. auch Fig. 51 B. p. 176). Nachdem das Rückenmark durchschnitten war, und ich mich überzeugt hatte, dass weder Gefühl noch Bewegung in den Theilen unterhalb des Schnittes mehr vorhanden waren, wurde das Thier wieder auf dem Rücken liegend festgebunden und sodann die Curvenreihe *B* aufgenommen. Dieselbe zeigt augenfällige Veränderungen von *A*. Wir erkennen nämlich unschwer, dass der aufsteigende und absteigende Curvenschenkel weiter gespreizt sind, in Folge dessen der Winkel des Curvengipfels stumpfer erscheint, als in *A*. Aus dem Pulsus celer bei *A* ist ein mehr den Charakter des Pulsus tardus annehmender geworden, Ich beziehe diese Veränderung darauf, dass in Folge der Rückenmarksdurchschneidung die aktive Contraction der Arterienwandungen in Wegfall gekommen ist, in Folge dessen die Cirkulation verlangsamt werden musste.

Ich habe Oben durch meine Versuche an den elastischen Röhren gezeigt, dass je langsamer eine bestimmte Menge Flüssigkeit durch eine elastische Röhre getrieben wird, um so breitschenkeliger und niedriger die Curve wird. Ich verweise hier auf jene Versuche und die dabei gegebene Reihe von Curven in Fig. 46. p. 164.

In *A* wirkt nach vollzogener Systole sowohl die Elasticität, als auch die aktive Contraction der Gefässmuskeln zur diastolischen Verengerung der Schlagader. In Folge dessen sinkt der absteigende Curvenschenkel schnell wieder abwärts, das Blut wird dadurch energisch weiter befördert und es kann daher auch die Arterienwand bei der folgenden Systole sich schnell und ungehindert wieder ausdehnen.

Anders ist es in *B*. Nach der systolischen Dehnung kann sich das Gefäss lediglich nur durch die Elasticität seiner Wandungen wieder verengern. Dadurch kommt es, dass die Verengerung weniger energisch und schnell erfolgt, was sich natürlich durch ein mehr schräges Niedersinken des Schreibhebels bemerklich machen muss. Fehlt nun aber in Folge der Rückenmarksdurchschneidung die Thätigkeit der Gefässmuskeln, so kann auch das Blut in der Gefässbahn nur langsamer peripherisch fortgetrieben werden und die nachfolgende Systole wird daher nur

mehr allmählich die systolische Arteriendehnung vollziehen können. Das sind die Ursachen der Aenderung der Pulscurven in Folge der Lähmung der vasomotorischen Nerven.

Es ist übrigens interessant, hier die Curven zu vergleichen, welche ich erhielt, als ich die Art. femoralis eines intakten Hundes unterhalb comprimirte und sodann die Vena femoralis unterband. Es musste dadurch natürlich ja auch die Cirkulation verlangsamt werden, allerdings aus anderen Gründen. Dieses jedoch nur nebenher; (siehe Figur 55 p. 196.)

Am 31. December, Mittags um 12 Uhr, wurde der Hund nochmals sphygmographisch untersucht. Das Thier war matt und hatte nur wenige Milch zu sich genommen. Der unwillkürliche Abgang des Harnes und der Fäces zeugten für die gelungene Durchschneidung des Markes ebenso, wie die völlige Empfindungslosigkeit und der Mangel jeglicher willkürlicher Bewegung. Schon durch das Gefühl erkannte man, dass die unterhalb des Schnittes belegene Körperpartie wärmer war, als die vordere.

Die thermometrische Untersuchung ergab zwischen den Zehen des rechten Vorderfusses 14° C., zwischen denen des entsprechenden Hinterfusses jedoch 20° C. Die Spindel des Thermometers wurde nur locker zwischen den Zehen gehalten. Es wurde nun der Hund auf dem Rücken liegend festgebunden und an der früher gebrauchten Stelle wurde die Curvenreihe *C* von der Arteria femoralis entnommen.

Die Verschiedenheit in der Form zwischen den Curvenreihen *C* und *B* leuchten sofort ein. Die Curven *C* sind zunächst niedriger, der aufsteigende Schenkel steigt schräg empor, der Curvengipfel ist abgerundet, der absteigende Schenkel ist sehr bedeutend schräger geworden und die Rückstosselevation ist nur wenig ausgeprägt.

Offenbar hatten sich zur Zeit, als die Reihe *C* aufgenommen wurde, im Gebiete der Arteria femoralis aus Anlass der Vasomotoren-Lähmung bereits stärkere Behinderungen der freien Cirkulation eingestellt. Eine grössere Blutmenge in den Capillaren, welche ihre Anwesenheit schon durch die stark gesteigerte Temperatur zu erkennen gab, wirkte offenbar behindernd auf den Abfluss des Blutes. Dieses lehrt uns ganz unzweifelhaft die so augenfällige

Schwächung der Rückstosselevation. Denn wir haben es als ein sicher begründetes Gesetz anerkannt, dass mit der Behinderung des Abflusses in den elastischen Röhren die Rückstosselevation eine Abschwächung erfahren muss. (cf. §. 38. p. 121 ffg.)

Ich mache endlich darauf aufmerksam, dass die beiden ersten Curven der Reihe *C* bereits deutliche Zeichen des Anakrotismus zeigen. Das Auftreten des Anakrotismus ist aber ein unzweifelhaftes Zeichen hochgradiger Verlangsamung des Blutlaufes in gelähmten Körpertheilen.

Das Blut kann bei der Systole nur so langsam einströmen, dass in dieser Zeit mehr als eine Elasticitätsschwingung statthat. Ich verweise in dieser Beziehung auf die mitgetheilten Auseinandersetzungen des §. 51. p. 148.

Wir haben nachgewiesen, dass in paralytischen Theilen, — natürlich wenn (wie es ja übrigens in den allermeisten Fällen zutrifft) die Vasomotoren mit gelähmt sind, — der Blutlauf sich verlangsamen muss, weil ja eines der wesentlichsten Unterstützungsmittel der Cirkulation weggefallen ist, nämlich die aktive Contraktion der Arterien. Wenn nun aber die Cirkulation verlangsamt ist, so kann offenbar das Blut, welches eine jede Systole dem gelähmten Körpertheile bringt, nicht so schnell in das Arterienrohr nachfliessen, weil ja in den Capillaren sich eine Blutstockung entwickelt. Hierfür liefern die Erhöhung der Temperatur im Anfangsstadium, die Temperaturerniedrigung, die livide Färbung und die oft eintretenden Oedeme im weiteren Verlaufe unzweifelhafte Beweise

Wenn nun aber, so schliessen wir weiter, in der That das Blut in das Gebiet der paralytischen Schlagadern nur langsam mit jeder Systole einströmen kann, so ist hiermit völlige Ursache für das Auftreten anakroter Pulsformen gegeben. Es haben uns die Versuche an den elastischen Röhren den Beweis geliefert, dass bei langsamem Einströmen und stark gedehnten Röhren anakrote Pulscurven zur Ausbildung kommen.

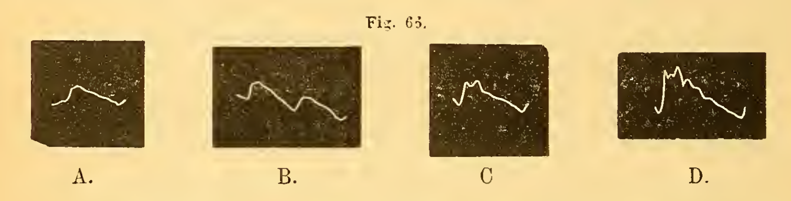
In dem Vorgetragenen liegt, wie mir scheint, eine durchaus befriedigende und naturgemässe Erklärung für das Auftreten des Anakrotismus in paralytischen Bezirken. Auch Wolff*) hat sich

*) L. c. pag. 139.

in ähnlicher Weise vermuthend ausgesprochen über die Entstehung der paralytischen Pulsformen, „es werden wohl bei Paralyse, wo diese Radicalcurvenformen vorkommen, dieselben Faktoren wirken, nämlich verminderter arterieller Blutdruck und verminderte Strömungsgeschwindigkeit des Blutes, mit einem Worte, gesunkene Innervation des Kreislaufssystemes."

Es gelang Wolff an Radialcurven, die noch nicht deutlich anakrote Formen besassen, diese herzustellen, indem er oberhalb die Arteria brachialis comprimirte bis zu geringerem Lumen, wodurch natürlich das Blut langsamer zur Radialis hinströmen konnte.

Fig. 65.



A. B. C D.

Ich gebe im Folgenden (*A* und *B*) anakrote Brachialiscurven von einem Manne, der in Folge intracranieller (syphilitischer?) Wucherungen an Parese der linken Körperseite litt. Der Arm war schlaff, kühl und livide, die Arterien klein und weich. An der gesunden rechten Seite waren die entnommenen Pulscurven normal. Die Curve C ist die Radialcurve eines Paralytischen nach Wolff (L. c. pag. 138), die Curve *D* endlich stellt eine Radialcurve dar, von einem seit 3 Wochen gelähmten senilen Apoplektiker, welche Eulenburg*) uns mitgetheilt hat.

---

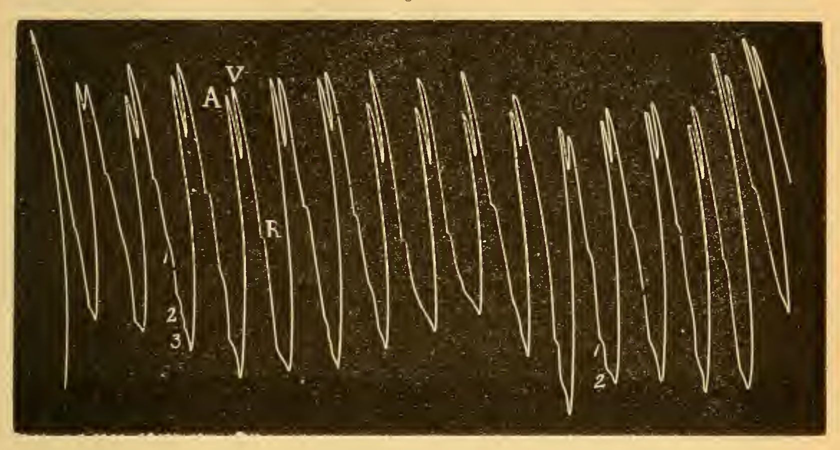
§. 90.

IV. Anakrotie bei Insufficientia valvularum semilunarium Aortae.

Von ganz besonderem Interesse ist die Anakrotie bei hochgradiger Insufficienz der Aortenklappen, wie man sie an der Carotis mitunter zu beobachten Gelegenheit hat.

*) Sphygmographische Untersuchungsergebnisse bei Krankheiten der Nervencentra. Berl. klin. Wochenschrift. 1868. No 28. ffg.

Fig. 67.



Die vorstehende Figur ist von einem Manne mittleren Alters, der ausser seinem Klappenleiden eine ganz bedeutende Dilatation und Hypertrophie des linken Ventrikels darbot. Wir sehen an der Carotiscurve constant zwei Spitzen (*A* und *V*) am Gipfel, von denen die erste in der Regel weniger hoch hinaufragt, als die zweite. Die erste Spitze ist ausserdem in einem kürzeren Zeitraum verzeichnet als die zweite. Die Ausmessung unter dem Mikroscop ergab für die erste einen Werth, der einer Zeit von 0,0740 Sekunden entsprach, für die zweite von 0,1470 Sekunden.

Im absteigenden Theile der Curve erkennen wir ungefähr in der Mitte einen ziemlich deutlich markirten Absatz (*R*) und unterhalb dieses letzteren erfolgen im unteren Bereiche des absteigenden Curvenschenkel 2—3 kleinere leicht wellenförmige Elevationen (1, 2, 3 und 1, 2).

Fragen wir nun nach der Bedeutung dieser verschiedenen Erhebungen, so habe ich mich zunächst davon überzeugt, dass die vordere Gipfelzacke (*A*) durch die Contraction des linken Vorhofes, dass hingegen die zweite Spitze (*V*) durch die des linken Ventrikels hervorgerufen wurde. Schon durch das Tastgefühl waren beide Spitzen wahrzunehmen; die Deutung wurde ermöglicht durch sorgfältige Auskultation und Palpation des Herzens. Dass

sich die Vorhofscontraction als besondere Erhebung an der Carotiscurve markirt, hat darin seinen Grund, weil der Vorhof gleichfalls hypertrophisch und dilatirt war. Es hat demnach diese Form des Anakrotismus einen ganz besonderen, von den anderen abweichenden Grund. Die in der Mitte des absteigenden Schenkels sich zeigende Erhebung (*R*) ist die Rückstosselevation; sie ist relativ schwach ausgebildet, weil die Aortenklappen wegen ihrer hochgradigen Insuffizienz keinen hinreichenden festen Abschluss bieten können, von denen die Welle durch das Rückprallen in normaler Grösse erzeugt werden kann. Der Widerstand der Klappen ist vielmehr gebrochen, die Ventrikelwand muss daher einen wenngleich ungenügenden Ersatz bieten und desshalb muss diese Elevation gegenüber den an der normalen Carotiscurve klein erscheinen.

Endlich erkennen wir in den mit 1, 2, 3 bezeichneten unteren Elevationen die Elasticitätsschwankungen, die, je nachdem die Zeit zwischen zwei Systolen etwas kürzer oder länger ausfällt, in zweifacher oder selbst in dreifacher Anzahl erscheinen.

---

§. 91.

V. Anakrotie bei Stenose und Ligatur der Arterien.

Meine Versuche am elastischen Cautschuckrohre, welches ich vor der Applikationsstelle des Sphygmographen nach und nach verengte, haben mir das Resultat geliefert (p 162), dass bei Stenosirung der elastischen Röhre die Curve in dem hinter der Stenose belegenen Theile des Schlauches der Art verändert wird, dass der aufsteigende Schenkel mit dem Grade der Vengerung verkürzt wird und dass der Curvengipfel ein ansteigend schräger wird, dessen Schrägheit um so mehr wächst, je hochgradiger die Stenose ist.

Arterienstenosen gehören nun beim Menschen zu den Seltenheiten und leider war ich nicht in der glücklichen Lage, einen Fall der Art auf die von mir ermittelte Erscheinung hin zu prüfen.

Dahingegen liefern uns die Unterbindungen der Schlagadern zu einer Zeit Gelegenheit, analoge Erscheinungen zu beobachten.

Wir wissen, dass nach der Ligatur einer Schlagader nach einer bestimmten Zeit der Puls sich wieder einstellt. Die Collateralen bilden einen Weg aus dem Gefässe oberhalb der Ligatur zu der Stelle unterhalb derselben, — sie werden sich, so lange dieselben noch nicht hinreichend ausgeweitet sind, analog einer Stenose verhalten.

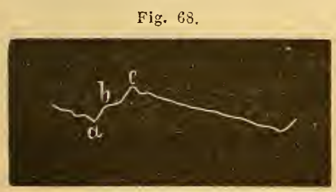
Leider bin ich mit meinen Versuchen, die ich zur Untersuchung dieser Verhältnisse an Hunden angestellt habe, nicht so glücklich gewesen, Curven zu erzielen; der wiederhergestellte Puls jenseits der Ligatur war zu schwach, als dass er den Hebel führen konnte.

Auch beim Menschen war ich nicht glücklich. Es bot sich zwar auf der hiesigen chirurgischen Abtheilung der seltene Fall dar, dass Herr Professor Hüter einer älteren Frau die Arteria subclavia oberhalb der Clavicula, wegen der Exstirpation eines grossen Tumors in der Achselhöhle, mit Erfolg unterband.

Es stellte sich auch nach einigen Tagen der Puls an der Arteria brachialis wieder ein, allein leider auch hier so schwach, dass ich kein sphygmographisches Bild von demselben erzielen konnte.

So sehe ich mich denn zunächst auf die Beobachtung Marey's hingewiesen.*) Dieser Forscher unterband einem Pferde die Carotis und gewann jenseits der Unterbindungsstelle nach fünf Minuten das nachstehende Pulsbild.

Fig. 68.



Ganz in Uebereinstimmung mit dem Versuche am elastischen Rohre ist der aufsteigende Schenkel der Curve sehr verkürzt von a bis b, und der Gipfel der Curve liefert eine schräg ansteigende Linie $b\ c$.

In diesem Versuche ist offenbar das Blut in den Theil der Carotis jenseits der Ligatur durch die nicht unbeträchtlichen Anastomosen des Kopfes eingeströmt.

Ich will schliesslich noch auf einen Punkt aufmerksam machen, der sich ganz allgemein auf alle Fälle von ausgebildeten Anakrotismus bezieht. Es ist dies der Umstand, dass bei allen anakroten

*) L. c. pag. 425. Fig 132.

Curven die Rückstosselevationen nur schwach und wenig deutlich abgesetzt hervortreten. Wir haben vorhin gesehen, dass die Rückstosselevation um so prägnanter sei, je kürzer die primäre Welle und umgekehrt. (§. 67. p. 190. ffg.) In diesem Satze liegt der Schlüssel für die besagte constante Erscheinung eingeschlossen.

---

§. 92.

Werden die Wellenbewegungen in einer Schlagader in eine andere übertragen?

Die von uns angestellten und im Einzelnen (§. 59. u. 60. p. 165 ff.) beschriebenen Untersuchungen über die Wellenbewegungen in verzweigten elastischen Röhren legen uns die Frage nahe, ob nicht in den Schlagaderstämmen des menschlichen Körpers die Bewegungen sich gegenseitig beeinflussen könnten. Präcisiren wir die Frage noch genauer. Von dem Stamme der Aorta gehen der Reihe nach mehrere starke Gefässstämme ab, von denen zur Pulsuntersuchung nur die beiden Carotiden, die Subclaviä und ihre Nebenäste und die Femorales und ihre Zweige benutzt werden können, während die grossen Schlagadern des Abdomens und des Beckens nicht zugänglich sind. Von den ersterwähnten sind die Carotiden die kürzesten, dann folgen die Bahnen der Oberextremitätenschlagadern, die längsten sind die Femorales von ihrem Beginne bis zu den sphygmographisch zugänglichen Dorsales pedis und Tibiales posticae. Offenbar haben nun die kürzeren Arterien auch eine früher auftretende Rückstosselevation. (p. 177.) Es fragt sich nun, ob nicht etwa diese letztere bei ihrer Rückkehr sich auch in andere längere Stämme fortpflanzen und hier abweichende Bewegungen erzeugen könne. Wenden wir die Frage auf einen concreten Fall an, so würde sie lauten: wird die Rückstosselevation der Carotis auch in die Subclavia und Femoralis fortgepflanzt und erzeugt sie hier eine Elevation die dem Gefässe in seiner ihm eigenen Pulsbewegung an sich nicht zukommt?

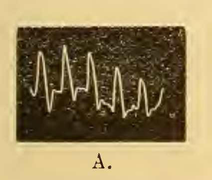
In gleicher Weise könnte ja auch aus einer längeren Schlagader die Rückstosselevation in eine kürzere übertragen werden,

woselbst sie eine Elevation hinter der eigenen Rückstosselevation befindlich erzeugen müsste.

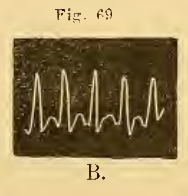
Zur Lösung dieser Frage schien mir nichts geeigneter, als das Experiment. Enthielte beispielsweise die Art. femoralis in ihrer Pulscurve fremde Züge, die ihr von anderen Schlagadern übermittelt würden, so müsste sie ihre Form ändern nach Unterbindung einer Anzahl grosser Schlagadern.

Ich nahm daher einen möglichst grossen ausgewachsenen Fleischerhund mit stark klopfenden Schlagadern zu dem folgendem Versuche:

Fig. 69



A.



B.



C.

Nachdem der Hund mit dem Rücken auf ein grosses Vivisectionsbrett aufgespanntt worden war, verfertigte ich von seiner Art. femoralis linker Seite die vorstehende Curve *A*, die wir sofort als den Curven Fig. 51 B. p. 176 durchaus ähnlich ansprechen müssen; sie ist eben eine normale Femoraliscurve. Nach Aufnahme der Curve unterband ich dem Thiere an beiden Seiten des Halses den Stamm der Arteria carotis ziemlich nahe der oberen Brustapertur und registrirte sodann die Curve *B*. Sehen wir davon ab, dass diese im Ganzen etwas grösser ist, als *A*, was mit der Drucksteigerung im Gebiete der Femoralis in Folge der doppelseitigen Carotisligatur in Verbindung stehen kann, so hat im Uebrigen die Curve nichts von ihren Einzelheiten eingebüsst, die sie als eine normale Femoraliscurve stempeln. Ich unterband endlich noch an beiden Seiten hoch oben in der Achselhöhle die beiden Arteriae axillares und nahm dann nochmals in *C* die Femoraliscurve an derselben Stelle auf. Und auch jetzt keine Abweichung. Das angestellte Experiment zeigt, dass bei dem Hunde unseres Versuches weder von Seiten der Carotiden, noch der Axillares das Pulsbild der Femoralis verändernde Modifikationen erfährt.

Ich bin geneigt diese Verhältnisse im Allgemeinen auf den Menschen zu übertragen und glaube nicht, dass das Pulsbild irgend einer Schlagader unseres Körpers etwas Fremdartiges, von anderen Schlagadern Uebertragenes enthalte, ich nehme vielmehr an, dass die verzeichneten Einzelheiten von Bewegungen in eben der Schlagader selbst herrühren.

Zur Stütze dieser meiner Ansicht möchte ich noch Folgendes geltend machen.

Es würde zunächst die Frage gestellt werden müssen, welche Einzelheiten der Curve sollten derartigen fremden Mittheilungen ihre Entstehung verdanken? Die grösste Elevation im absteigenden Curvenschenkel pflegt die Rückstosselevation zu sein. Diese muss unbedingt der Curve als der Arterie selbstangehörig belassen werden. Denn angenommen, die Schlagadern wären im Stande, in andere hinein Bewegungen zu übertragen, so müssten sie doch offenbar selbst überhaupt deren besitzen. Und wenn dies zugestanden werden muss, so müssen wir auch weiter schliessen, dass bei den vorliegenden Grössenverhältnissen der Schlagadern zu einander die grösste der Elevationen der Schlagader als solcher angehört, denn durch eine etwaige Uebertragung würden die Erhebungen so sehr abgeschwächt, dass sie unmöglich als die grössten erscheinen könnten.

Die grosse Rückstosselevation kann demnach kein übertragenes Gebilde sein, sie ist vielmehr unbedingt autochthon. Es bliebe daher nur noch übrig anzunehmen, dass etwa die kleinen Elevationen, welche wir als durch die Oscillationen der elastischen Arterienwand producirt betrachten und dieselben daher Elasticitätselevationen genannt haben, übertragene Gebilde seien. Vielleicht, so könnte man denken, sind es Rückstosselevationen anderer Schlagadern, die nun nach dem Anprall gegen die Semilunarklappen der Aorta in die verschiedenen Schlagadern sich fortpflanzen. Gegen diese Annahme sprechen aber mit Entschiedenheit folgende Gründe: 1. Die Oscillationen (d. h. die Elasticitätselevationen der Pulscurven) sind zu kurz, als dass sie von einer rückprallenden Welle herrühren könnten. Man denke sich nur einmal, unter Vergleichung der bezüglichen Pulsbilder, etwa in eine Radialis-

curve die Rückstosselevationen der Carotis und Femoralis hineingetragen, selbst in noch so verkleinertem, d. h. erniedrigtem Zustande, — und man wird sich von der Unmöglichkeit der Annahme überzeugen. 2. Es spricht ferner gegen eine solche Annahme der Umstand, dass die kleinen Elevationen keineswegs in ihrer Grösse wachsen mit der zunehmenden Grösse der Rückstosselevation. Wir müssten ja, wenn die besagte Annahme richtig wäre, d. h. wenn die kleinen Erhebungen wirklich aus anderen Arterien übertragene Rückstosselevationen wären, auch beim Dicrotus zugleich die am stärksten ausgeprägten kleinen Elevationen haben. Dies ist aber wie wir wissen meist gerade umgekehrt der Fall. (cf. §. 71. p. 200.)

3. Es kommt nicht selten vor, dass in den Schlagadern die Rückstosselevationen sehr vermindert auftreten. Unter diesen Verhältnissen müssten dann ja auch die kleineren Elevationen sehr klein erscheinen oder sogar wegfallen. Dies ist aber durchaus nicht der Fall, vielmehr werden sie unter solchen Umständen sogar oft bedeutender beobachtet. (cf. § 72. p. 200.)

4. Die erwähnte Annahme muss vollends weichen, wenn es gelingt, an einem unverzweigten, einfachen, elastischen Rohre Pulscurven zu verzeichnen, welche mit den an der Schlagader des Menschen beobachteten die grösste Aehnlichkeit haben. Wir werden im Verlaufe hierfür die Beläge nicht schuldig bleiben.

5. Endlich spricht dagegen jene ganze Summe von Gründen, welche uns veranlasst haben, in jenen kleinen Elevationen die Oscillationen der elastischen Arterienwand zu erblicken. Wir verweisen daher hier einfach auf die Darlegung jener Gründe, die wir in den angeführten Versuchen gegeben haben. (§. 34. p. 113.)

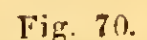
Da wir es somit ausschliessen müssen, dass Rückstosselevationen von der einen in eine andere Schlagader übertragen werden, so bleibt nur noch eine Annahme, unseren oben gegeben Versuchen gemäss, übrig, nämlich, dass vielleicht die Elasticitätselevationen der Pulscurven in einer Arterie dadurch, dass diese mit anderen grösseren oder gleich grossen in Communikation steht, im Allgemeinen vergrössert werden mögen. Es scheint mir diese Annahme höchst zweifelhaft, erwiesen ist sie keineswegs für die Schlagadern des menschlichen Körpers.

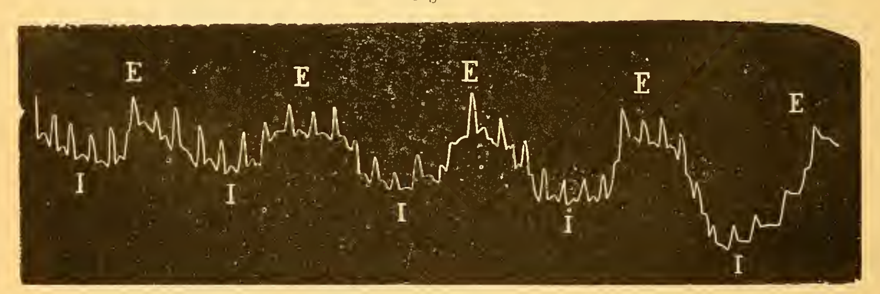
§. 93.

Ueber den Einfluss der Respiration auf die Pulscurven und die Pulsfrequenz.

Der Einfluss der Athembewegungen macht sich auf die Gestalt der Pulscurven in zweierlei Weise geltend, erstens nämlich auf das Niveau der ganzen Reihe von Pulscurven und zweitens auf die einzelne Pulscurve selbst.

Wir wissen es schon seit langer Zeit, namentlich aus den Kymographioncurven, wie sie Ludwig und Andere verzeichnet haben, dass mit der Exspiration der Blutdruck im arteriellen Systeme zunimmt, dass er hingegen während der Inspiration absinkt. Befindet sich nun aber während der Exspiration die Arterie in einem höheren Grade der Spannung und Dehnung, so muss offenbar hierdurch der Schreibhebel des Sphygmographen eine höhere Lage erhalten, und umgekehrt muss es natürlicher Weise bei der Inspiration sein.


Fig. 70.



Ich gebe zur Veranschaulichung dieser Verhältnisse die vorstehende Curvenreihe von der Art. femoralis eines gesunden mittelgrossen Hundes: Die Exspirationsphasen sind überall mit *E*, die Inspirationsphasen mit *I* bezeichnet. Der beschriebene Einfluss der Athembewegungen auf die Lage der Pulscurven ist schon den früheren Forschorn nicht entgangen, doch von keinem derselben in der prägnanten Weise graphisch verzeichnet, wie es Figur 70 veranschaulicht.

Marey*) hat weiterhin schon die Bemerkung gemacht, dass bei allen Hindernissen, welche sich dem Luftstrom in den Luftwegen entgegenstellen, die Steigerung der Erscheinungen eintritt. Man erkennt dies schon dann, wenn man die Curven vergleicht, welche beim Athmen durch die Mund- und Nasenhöhle und durch letztere allein verfertigt sind.

Es kann nun aber auch vorkommen, dass bei der Inspiration der Druck in den Arterien zunimmt und bei der Exspiration abnimmt. Dies ist der Fall, wenn durch das Niedersteigen des Zwergfelles eine bedeutende Drucksteigerung im Abdomen bewirkt wird, wodurch die grossen intraabdominellen Stämme einem gesteigerten Drucke von aussen her ausgesetzt werden. Hierdurch kann die inspiratorische Druckermässigung übercompensirt werden. Wir sehen in solchen Fällen genau das Entgegengesetzte wie im normalen Zustande: das Niveau der Curvenreihe liegt während der Inspiration hoch, während der Exspiration tief.

Nachdem Marey auf diese Erscheinung aufmerksam gemacht hatte, hat sie auch nach ihm Dupuy**) nochmals beschrieben und mit Abbildungen illustrirt.

Auch auf die Einzelcurve hat die Respiration einen entschiedenen Einfluss: In vielen Fällen kann man zunächst die Beobachtung machen, dass der aufsteigende Curvenschenkel bei solchen Curven, deren Aufzeichnung ganz in die Exspiration fällt, länger ist, als an den in der Inspiration registrirten.

In der nachstehenden Figur 71 A. sehen wir diesen Satz in der überzeugendsten Weise bildlich dargestellt an einer Reihe von Axillariscurven eines gesunden jungen Mannes.

Die Figur 71 B. zeigt uns weiterhin den Einfluss der Respiration auf die Formation der Carotiscurve in manchen Punkten in ausgezeichneter Weise. Die Curve *A* ist vom tiefsten Stande der Inspiration beginnend und noch eine Zeit im Beginne der Exspiration verzeichnet, *B* fällt in die Mitte der Exspirationsbewegung, *C* endlich ist auf der Höhe der Exspiration und von dort

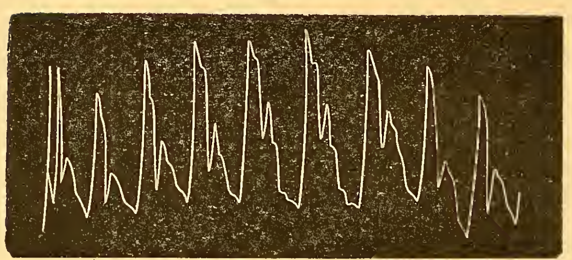
---

*) L. c pg. 291.

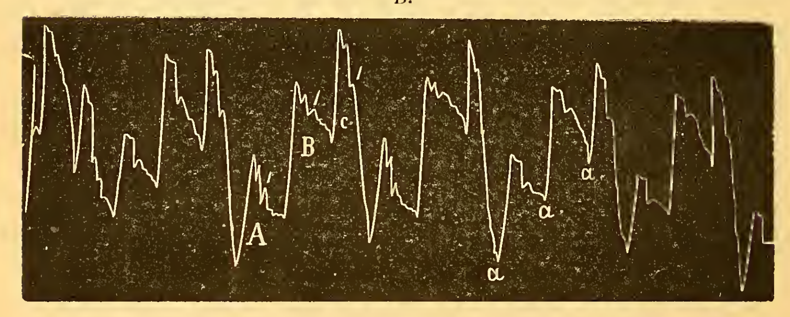
**) Rapports généraux des mécanismes circulatoire et respiratoire. Gazette médicale 1867 No. 11. pg. 162. No. 14. pg. 212.

Fig. 71

A.



B.



während der Inspirationsphase registrirt. Vergleichen wir nun *B* mit *A*, so sehen wir sofort, dass *B* einen längeren aufsteigenden Curvenschenkel hat, als *A*: das ist der Einfluss der Exspirationsbewegung.

Ich will bei dieser Gelegenheit es nicht unterlassen, darauf aufmerksam zu machen, wie man es an einer Curvenreihe erkennt, ob die einzelnen Glieder derselben mehr im In- oder Exspirationsstande verzeichnet sind. Verbindet man die Spitzen aller Einzelcurven durch eine Linie, so erhält man eine Wellenlinie; man würde aber sehr irren, wenn man annehmen wollte, dass diejenige Curve, deren Gipfel am höchsten emporragt, (*C*) auch während des höchsten und andauernsten Druckes registrirt wäre, dasselbe gilt, wollte man in ähnlicher Weise die Fusspunkte *a a a* der aufsteigenden Curvenschenkel verbinden und in ähnlicher Weise schliessen. Will man darüber Gewissheit haben, welche von zwei Curven (z. B. *B* und *C*) unter einem dauernden Einfluss der Exspiration verzeichnet ist — (und mit der Inspiration verhält es

sich ja ähnlich), so verfahre man wie folgt. Man ziehe an den zu vergleichenden Curven je eine gerade Linie, welche die Fusspunkte des aufsteigenden mit dem des absteigenden Curvenschenkels verbindet. Hierauf halbire man mit dem Zirkel beide Linien und ziehe von dem gefundenen Mittelpunkte derselben Senkrechte auf die Grundlinie der Curventafel. Diejenige Curve nun, zu welcher die längere der beiden Senkrechten gehört, ist unter dem dauernsten Einflusse der Exspiration verzeichnet; in unserer Figur würde das *B* sein, nicht aber, wie es auf den ersen Blick scheinen könnte, *C*.

Der absteigende Curvenschenkel ist weiterhin an solchen Curven, die während des Exspiriums gezeichnet sind, kürzer, als an den Inspirationscurven; derselbe ist ferner weniger stark geneigt. Auch hierfür liefert die vorstehende Curvenreihe einen schlagenden Beweis: man vergleiche in Bezug auf das Angeführte die beiden Curven *A* und *B*, welche während der Exspirationsphase gezeichnet sind, mit der Curve *C*, deren absteigender Schenkel die ganze Inspirationsdauer umfasst.

Unter den verschiedenen Erhebungen auf dem absteigenden Schenkel betrachten wir zuerst die Elasticitätselevationen. Wenn wir bedenken, dass während der Exspiration der Druck im arteriellen Systeme steigt und zugleich der venöse Abfluss zum Herzen hin behindert ist, so werden wir es nicht unpassend finden, wenn ich an dieser Stelle auf den durch Fig. 43 p. 160 illustrirten Versuch zurückweise.

Wir haben dort gesehen, dass unter dem Einflusse stärkeren arteriellen Druckes und Behinderung des venösen Abflusses die Elasticitätselevationen höher gegen den Curvenzipfel hinaufrückten und deutlicher wurden. Ganz dasselbe gilt von der Entwickelung der Elasticitätselevationen unter dem Einflusse der Exspiration: sie werden deutlicher und rücken höher gegen die Curvengipfel hinan. Ich empfehle hier einfach die Betrachtung der Fig. 58 p. 199, welche dieses Verhältniss schlagend illustrirt. In dem vorhin citirten Versuche sahen wir zugleich auch die Elasticitätselevationen zahlreicher werden, letzteres ist bei den im Exspirium verzeichneten Curven nicht

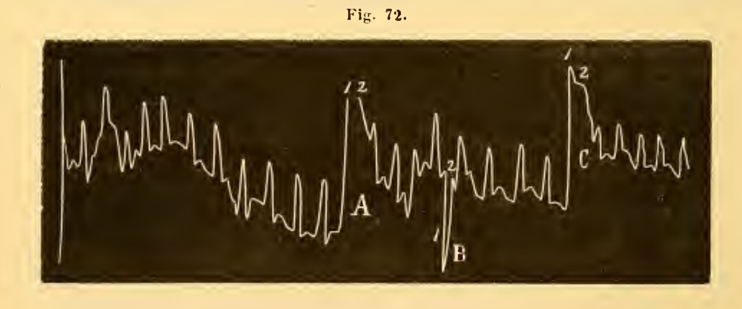
nachweisbar, offenbar desshalb, weil Druckzunahme und Abflussbehinderung nur unbedeutend sind im Exspirium gegenüber der Inspirationsphase.

Endlich muss noch in Betreff der Rückstosselevation bemerkt werden, dass dieselbe während des Inspirationsstadiums grösser ausgebildet zu sein pflegt, als während der Exspirationsphase. Die Versuche an den elastischen Schläuchen hatten uns gelehrt, dass die Rückstosselevation um so grösser ist, je geringer der intravaskuläre Druck verbunden mit leichtem Abfluss der Flüssigkeit ist. Bei jeder Inspiration tritt aber an den Gefässen ganz dasselbe in die Erscheinung: der arterielle Druck wird gemindert uud der Abfluss ist erleichtert. Ich verweise auf Figur 54 A. und B pag. 193.

Wir sehen also auch hier den einfachen physikalischen Versuch in innigster Uebereinstimmung mit den Ergebnissen der Untersuchungen an der lebendigen Schlagader.

Ich will schliesslich noch einige Worte über forcirte und zugleich schnell ausgeführte In- und Exspirationen mittheilen.

Fig. 72.



Die vorstehende Curvenreihe ist von der Art. femoralis eines grossen Hundes entnommen und wir erkennen an zwei Stellen, bei *A* und *C* eine plötzliche Erhebung des Niveaus, hervorgebracht durch einen plötzlichen kurzen aber heftigen Exspirationsstoss. Zwischen beiden Stellen finden wir eine andere, *B*, bei welcher der Schreibhebel plötzlich jäh niedersinkt in Folge einer kurzen krampfhaft ausgeführten Inspiration. Was bei diesen Respirationsanomalien zuerst besonders interessant ist, ist das, dass trotz der forcirten Bewegung dennoch die Rückstosselevation (2, 2, 2) sich

deutlich erhalten hat. Es ist dies am auffälligsten bei *B*, wo statt der primären Elevation durch die heftige Inspiration nicht allein diese ausgelöscht, sondern sogar eine Erniedrigung der Curvenlinie statthat. Man hat früherhin solche Curven wie *A* und *B*, zu einer Zeit, als die Rückstosselevationen noch den Kampf um's Dasein zu führen hatten gegen die Anschuldigungen, sie seien nichts als Nachschwingungen des einmal in Bewegung gesetzten Hebels, also Trugbilder und Verkörperungen des Trägheitsgesetzes, — man hat derartige Curven mit Recht ins Feld geschickt und gezeigt, dass z. B. in *B* unmöglich 2 eine Nachschwingung des erhobenen Hebels sein könne, da dieser nicht allein nicht erhoben, sondern sogar gesenkt sei, und dass auch in *A* wohl nicht 2 als Nachschwingung von 1 gelten könne, weil wie ein Blick zeige, 2 höher liege als 1. Ein langathmiger Streit um derartige Fragen ist völlig interesselos geworden; wer auch jetzt noch die reale Existenz der Rückstosselevation bezweifelt, dem kann ich als gründliches Heilmittel gegen seinen Skepticismus nur ein eingehendes Studium und Arbeiten mit dem Sphygmographen sowohl an elastischen Röhren, als auch an der lebendigen Schlagader anrathen.

Einen besonderen, indess nicht etwa spezifischen Einfluss auf die Curven hat auch der Husten. Fällt der Hustenstoss mit der Systole der Arterie zusammen, so erhöht er die primare Elevation; fällt er in die Diastole, so ist er im Stande, die katakroten Elevationen zu erhöhen. Unter dem Einflusse des Hustens, namentlich sofern derselbe nicht aus einem einzigen Stosse besteht, wird das Niveau der Curvenreihe erhoben und die Einzelcurven zeigen mehr oder weniger deutlich die Eigenschaften, die ein erhöhter Druck ihnen verleiht. Unmittelbar nach beendetem Husten tritt mit den folgenden tiefen Inspirationen eine Druckermässigung im Schlagadersysteme ein und zugleich nimmt die Frequenz der Pulse zu. Beides pflegt sich auf die alsdann verzeichnete Curvenreihe abzuprägen Das Niveau der Curvenreihe sinkt, die Einzelcurve zeigt die Charaktere des geringen arteriellen Druckes, die wir Oben erörtert haben, und die Zahl der Schläge wächst.

Ich will endlich noch darauf aufmerksam machen,

dass im Stadium der Exspiration der Puls um ein geringes frequenter zu sein pflegt, als in dem der Inspiration. Ich habe dies durch sorgfältiges Ausmessen vieler hundert Curven constatiren können. Ich habe hier natürlich nur normale Verhältnisse im Auge, und zwar eine normale mittlere Pulsfrequenz und eine solche Athemfrequenz, dass mindestens einige Schläge auf jedem Athemzug kommen. Vierordt, dessen Messungen zu gleichen Ergebnissen führten, gibt an, dass sich die Dauer des Inspirationspulses im Endmittel aus mehr als 2000 Curvenmessungen zu der des Exspirationspulses verhalte wie 1000 : 987. Ludwig fand an seinen Kymographioncurven, dass bei manchen Hunden der Puls während der Inspiration ganz auffallend selten wird. Was die Ursache dieser Erscheinung anbetrifft, so glaubte Donders dieselbe in den veränderten Druckverhältnissen innerhalb des Thorax suchen zu müssen. Man könnte in der That daran denken, dass die Druckzunahme innerhalb des Brustkorbes bei der Exspiration wie ein leichter directer Herzreiz wirke, demgemäss das Herz seine Schlagfolge beschleunige. Dieser Annahme widerspricht Brown-Sequard*) nach eigenen Versuchen. Er öffnete neugeborenen Hunden und Katzen den Brustkorb und sah, als in Folge dessen die Respirationsbewegungen sehr selten geworden und die Schläge des Herzens bis auf 25—40 gesunken waren, dass auch jetzt noch jener Einfluss bestand. Hier konnten also die intrathorakalen Druckverhältnisse keine Rolle spielen, weil der Thorax ja geöffnet war. Durchschnitt dieser Forscher ferner beide Nn. vagi, so hörte der besagte Einfluss auf; die Durchschneidung nur eines herumschweifenden Nerven hatte diesen Einfluss nicht. Brown-Sequard nimmt daher an, dass die Verlangsamung der Pulse während der Inspiration das Zeichen einer centralen Vagusreizung sei. Ich schliesse mich dieser Ansicht nach bestätigenden Versuchen an. Derselbe Reiz (Sauerstoffmangel und Kohlensäureanhäufung), der im verlän-

*) Faits nouveaux relatifs à la coincidence de l'inspiration avec une diminuation dans la force et de la vitesse des battements du coeur. Gazette médicale de Paris 1856. No. 31 und Notes sur l'association des efforts inspiratoires avec une diminuation ou l'arrêt des mouvements du ceour. Journal de la physiologie I. pag. 512. (1858).

gerten Marke die Athmungsnerven zu der Inspirationsbewegung anregt, geht auch über in die Bahn der beiden Nn. vagi und retardirt in dieser selbigen Respirationsphase den Herzschlag. Doch es kommen hier noch verwickeltere Verhältnisse in Betracht, auf die ich noch einzugehen habe.

Den Einfluss der normalen Respirationsbewegungen auf die Pulsfrequenz und den Blutdruck hat weiterhin Einbrodt*) studirt. Er liess zu dem Behufe die Athembewegungen und die Blutdruckcurven bei Hunden gleichzeitig graphisch verzeichnen und verglich dieselben mit einander.

Der Forscher konnte nun zunächst drei Modifikationen der beiden Bewegungen unterscheiden:

1) Waren die Athembewegungen ziemlich schnell und wenig tief und war daneben gleichzeitig der Puls von einer nur geringen Frequenz, die höchstens das Doppelte der Respirationszahl betrug, so zeigte sich gar kein Einfluss der Athembewegungen auf die Pulsfrequenz während der Inspiration und Exspiration.

2) Waren die Athembewegungen langsam, namentlich die Exspiration, und zugleich tief, waren daneben die Herzschläge so frequent, dass allemal mehrere auf eine Respiration kamen, so nahm constant die Zahl der Pulse während der Inspiration zu, unter gleichzeitiger Blutdrucksteigerung. In der Exspiration nahm die Pulsfrequenz wieder ab, unter Abnahme des Blutdruckes. Die Veränderungen des Blutdruckes erfolgten nicht ganz gleichzeitig mit den Pulsschwankungen, sondern sie folgten etwas später nach.

3) Waren die Athembewegungen umfangreich und langsam, war die Pulsfrequenz hingegen sehr bedeutend, so fehlte wiederum jeder Einfluss der Inspiration und Exspiration auf die Pulsfrequenz. Dahingegen blieb der Einfluss auf den Blutdruck bestehen wie im vorhergehenden Falle.

Einbrodt nimmt für die Verlangsamung des Pulses bei der

*) Ueber den Einfluss der Athembewegungen Herzschlag und Blutdruck. (Wiener Sitzungsberichte 1860. Bd. 30. pag. 361. — Untersuchungen zur Naturlehre von Moleschott VII. pag. 265)

Athembewegung centrale Vagusreizung an, denn die geschilderten Einflüsse fehlten nach bilateraler Vagidurchschneidung.

Die Angaben Einbrodt's stehen wie wir sehen im Widerspruche mit dem der vorbenannten Forscher. Ich glaube im Stande zu sein, dieses Dilemma zu lösen. Zunächst muss ich hervorheben, dass ich zwar in den meisten Fällen bei Hunden dieselbe Beobachtung, wie Ludwig und Brown-Séquard, gemacht habe, nämlich dass der Inspiration entsprechend die Pulsfrequenz sank, dagegen habe ich ganz unzweifelhaft auch bei Hunden beobachtet, dass der Inspiration entsprechend der Puls zahlreicher wurde. Letzteres sah ich bei Hunden, die bereits erschöpft dem Tode nahe waren. Woher diese scheinbare Abweichung? Ich glaube, dass die Erscheinung ihre Lösung findet in der Annahme einer verschiedenen Erschöpfbarkeit des Inspirationscentrums und des Vagicentrums innerhalb der Medulla oblongata. Zunächst ein einfacher Versuch für die Richtigkeit dieser Angabe. Hält man einem Kaninchen Chloroform unter die Nase, so unterdrückt das Thier sofort willkürlich die Athembewegungen, In Folge davon tritt im Blute Kohlensäureanhäufung und Sauerstoffmangel ein, welche reizend auf das Vaguscentrum wirken und, wie ich zuerst nachwies, selbst vorübergehenden Herzstillstand nach vorhergehender starker Pulsverminderung zur Folge haben. Das Thier unterdrückt das Athmen so lange, bis die veränderte Blutmischung im verlängerten Marke über den Willen Athembewegungen erzwingt. Tritt dieser Moment ein, so haben sich die Herzschläge bereits wieder vermehrt in Folge Ueberreizung und Parese des Vaguscentrums. Der venöse Blutmischung paralysirt also eher das Vaguscentrum als das Inspirationscentrum. Dies festgehalten erklärt sich der obige scheinbare Widerspruch. Die Inspirationsbewegung erfolgt auf Anreizung der Medulla oblongata, es kann daher mit derselben sehr wohl eine Verminderung der Herzschläge verbunden sein. Ist hingegen die Medulla bereits der Ueberreizung nahe, so kann in Folge der reizenden Blutmischung Inspirationsbewegung entstehen und Paralyse des Vaguscentrums, des leichter erschöpfbaren, und es wird die Inspirationsbewegung von Vermehrung der Pulse begleitet sein.

---

§. 94.

Ueber den Einfluss der Vagusreizung auf die Gestaltung der sphygmographischen Curven.

Seitdem durch die berühmte Entdeckung von Eduard Weber und Julius Budge der hemmende Einfluss des N. vagus auf die Herzbewegungen sichergestellt war, haben viele Forscher diese Thatsache theils bestätigt, theils haben sie derselben neue Seiten abzugewinnen sich bestrebt. Am glücklichsten sind unzweifelhaft nach dieser Richtung hin Ludwig und Hoffa *) gewesen, ihnen gelang es, unsere Kenntniss über diesen interessanten Gegenstand am meisten zu bereichern. Mit Hülfe des Kymographions und eines besonderen Hebels, der mit dem Herzen in Verbindung gesetzt war, ermittelten diese Forscher, welchen Einfluss die Vagusreizung auf die Frequenz und Stärke der Herzschläge ausübt, und wie schnell die Reizung zur Geltung gelangt. Zunächst wurde constatirt, dass die Reizung der Vagi dicht vor ihrem Eintritte in das Herz, unmittelbaren diastolischen Stillstand zur Folge habe. Nach Eintritt der diastolischen Ruhe können nun wechselnde Erscheinungen auftreten: es folgen erstens entweder ein oder mehrere kräftige Herzschläge, denen sich fernere, allmählich wieder schwächer werdende anschliessen, oder zweitens es folgt nur ein einziger forcirter Herzschlag und dann wieder eine diastolische Ruhe von mehreren Secunden. Oder drittens folgen langsame und nicht kräftige Contractionen in ziemlicher Anzahl; endlich viertens kann die Diastole mehrere Sekunden ohne Unterbrechung anhalten. Der zweite und vierte Fall kamen am häufigsten zur Beobachtung. Wurde der galvanische Strom dauernd am Vagus geschlossen, so sah man mitunter die beschriebenen Vorgänge sich wiederholen, manchmal wurden auch die Herzcontractionen häufiger, ohne in eine regelmässige Steigerung überzugehen; nach und nach aber sah man die normale Herzaction wieder beginnen. Diese letztere Erscheinung hat ihren Grund in der durch das andauernde Tetanisiren veranlassten lokalen Erschöpfung des

---

*) Zeitschrift für rationelle Mediz. Bd. IX. pag. 107.

Nerven. Da also Ludwig und Hoffa, ungeachtet mancher Unregelmässigkeiten, es als Regel betrachten konnten, dass die den diastolischen Pausen bei Vagusreizung sich anschliessenden Herzcontractionen kräftiger waren als normal, so schlossen sie daraus, dass durch die Vagusreizung die Kraftäusserung des Herzens nicht verringert werde, sondern dass dieselbe nur in einer anderen Weise vertheilt werde. Statt der normalen vielen kleineren Herzcontractionen treten in Folge der Reizung wenige, aber um so energischere, in die Erscheinung.

Hiermit scheint nun auf den ersten Blick die Thatsache in Widerspruch zu stehen, dass nach Vagusreizung der Blutdruck nicht unbeträchtlich fällt. Allein gewiss hat Ludwig Recht, wenn er den Blutdruck nicht als das Maass der Kraftäusserung des Herzens gelten lassen will. Die langen Pausen während der Reizung und die geringe Menge Blutes, die in Folge davon dem Herzen zukommen kann, bringen es mit sich, dass trotz der sich gleichbleibenden Kraftäusserung des Herzens der Blutdruck sinkt.

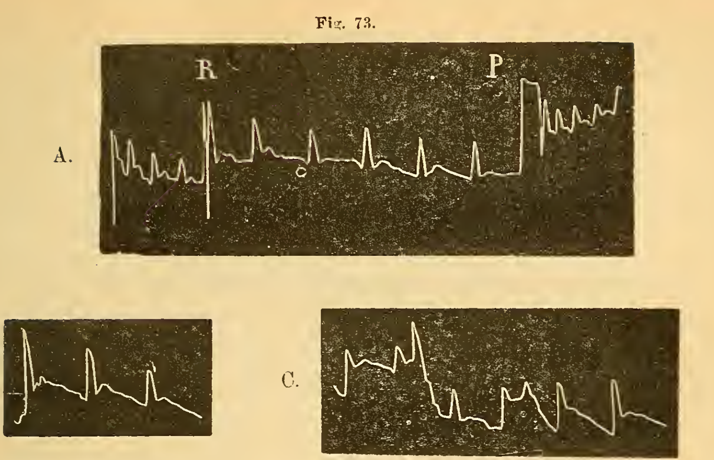
Meine sphygmographischen Studien führten mich darauf hin, zu untersuchen, wie sich die Curven an der Schlagader während der Vagusreizung verhalten.

Zu meinen Versuchen wählte ich mittelgrosse Hunde und liess den Marey'schen Sphygmographen sicher an der Arteria femoralis etwas unterhalb der Inguinalgegend fixiren. Nachdem der Hund durch Einspritzung von Tinctura opii simplex tief betäubt war, wurde der N. vagus an der einen Seite in möglichst langer Ausdehnung isolirt und hoch Oben unterbunden, damit die Reizung nicht auf die Athmungsthätigkeit influenzire. Vor jeder Reizung wird der Nerv über breite Glasstäbchen gebrückt.

Wenn Alles zum Versuche in Bereitschaft stand, liess ich den Sphygmographen erst einige normale Femoraliscurven ungestört registriren; alsdann wurde das Zeichen zur Reizung gegeben. Der Versuch ist nicht so leicht anzustellen, wie man denken sollte, indem selbst eine geringfügige Bewegung des Körpers leicht die Thätigkeit des Sphygmographen empfindlich stört.

Zunächst überzeugte ich mich davon, dass während der diastolischen Ruhe des Herzens der Blutdruck stetig absank, in Folge dessen der Hebel des Sphygmographen eine schräg abfallende

Fig. 73.



Linie verzeichnete. Besonderes Augenmerk richtete ich aber vornehmlich auf jene selteneren Herzschläge, welche nach dem Stillstande sich während der Reizung noch wieder einstellen. Die vorstehende Curve A der Figur 73 zeigt nun Folgendes. Die ersten Wellen bis *R* wurden in der Ruhe des Nerven gezeichnet: hierauf arretirte ich das Curventäfelchen und gab das Zeichen zum Reizen. Das Herz stand still, der Schreibhebel fiel allmählich so stark, dass ich denselben mit der kleinen Stellschraube höher stellen musste, damit er überhaupt noch auf dem Täfelchen schreiben konnte. Noch war das letztere arretirt Sobald sich nun aber während der noch andauernden Reizung Herzschläge wieder einstellten, wurde die Tafel weiter befördert. Wir sahen während der Reizung von *R* bis *P* eine Anzahl dieser Herzcontractionen verzeichnet, sie sind weniger zahlreich, aber beträchtlich mächtiger, als die Schläge in der Ruhe des Nerven, vor *R*. Nachdem ich eine Anzahl verzeichnet hatte, liess ich abermals pausiren (bei *P*) und gab das Zeichen, sofort die Reizung einzustellen. Das Herz nahm bald seine ursprüngliche normale Thätigkeit wieder auf, der Apparat zeichnete in Folge davon ähnliche Curven wie vor *R* und der arterielle Druck hob sich mehr und mehr, wie auch die Figur erkennen lässt.

Betrachten wir die Figur 73, so ersehen wir sofort, dass der darin verzeichnete Versuch die Angaben Ludwig's und Hoffa's

vollkommen bestätigt. In dem Raume von *R* bis *P*, welcher ja der Reizungsphase angehört, sehen wir nur etwa die Hälfte der Pulse verzeichnet in der Zeiteinheit wie vor *R* und hinter *P*. Aber die einzelnen Pulswellen sind dafür etwa auch noch einmal so gross und mächtig, wie in dem Ruhezustande. Es beweist daher auch der sphygmographische Versuch, dass die Vagusreizung die Kraftäusserung des Herzens nicht beeinträchtigt oder vernichtet, sondern dass sie dieselbe nur in einer anderen Weise vertheilt.

In den Figuren *B* und *C* theile ich noch andere während der Vagusreizung verzeichnete Curven mit; man denke sich dieselben zwischen *R* und *P* eingeschaltet. Die Curve *C* zeigt, dass der Puls bei Vagusreizung auch irregulär werden kann, wie ich wiederholt erkennen konnte. Alle drei Curven aber *R P*, *B* und *C* zeigen an ihrem Niveau, dass der Blutdruck während der Reizung noch im Fallen begriffen ist. —

---

§. 95.

Ueber die Veränderungen der Pulscurven unter dem Einflusse des verstärkten und des verminderten Luftdruckes.

Rudolf von Vivenot jun. *) hat über den in der Ueberschrift bezeichneten Gegenstand eine Reihe sorgfältiger und interessanter Untersuchungen ausgeführt, auf welche wir hier Rücksicht zu nehmen haben. Indem dieser Forscher in einem pneumatischen Apparate die Luft zunächst durch Druckverstärkung von $\frac{3}{7}$ Atmosphären verdichtete, beschäftigte er sich mit der Lösung folgender Fragen: 1) Wie verhält sich die Pulsfrequenz?, 2) Wie sind die Gestalt, Grösse, Stärke des Pulses, und überhaupt jene Circulationsverhältnisse, welche durch den Pulswellenzeichner erforscht werden können?, endlich 3) erleiden die dem

*) Medizinische Jahrbücher der Zeitschrift der K. K. Gesellschaft der Aerzte in Wien. Mai 1865 und Virchow's Archiv Bd. 34. 1865. pag. 515—591, Tafel XI., XII.

Auge des Beobachters zugänglichen peripherischen Blutgefässe an der Conjunctiva und an der Retina des Menschen, an der Ohrmuschel des Kaninchens — ferner die Farbe der Iris und des Augengrundes beim weissen Kaninchen Veränderungen?

Wir wollen vornehmlich auf die Resultate der zweiten Frage eingehen und nur nebenher, als für unsere Zwecke minder wichtig, die der ersten und dritten mit in Betracht ziehen. Die Druckverstärkung wurde während eines zweistündigen Aufenthaltes im Apparate allmählich binnen 20 Minuten auf das Maximum gebracht und 1 Stunde auf demselben stationär erhalten; hierauf wurde in 40 Minuten allmählich wieder der normale Luftdruck hergestellt. Die Zählung der Pulsschläge und die sphygmographische Zeichnung mittelst des Marey'schen Apparates wurde nun 4mal vorgenommen: a) bei normalem Luftdrucke unmittelbar vor dem Eintritte in den Apparat; b) bei Erreichung des Druckmaximums; c) eine Stunde nach Erreichung dieses letzteren, und endlich d) bei Rückkehr unter den normalen Luftdruck.

Vivenot konnte nun zunächst die bereits von vielen Forschern vor ihm beobachtete Thatsache constatiren, dass der Aufenthalt in verdichteter Luft eine Verlangsamung in der Schlagfolge des Herzens bedinge. Er fand nämlich als mittlere Pulsverlangsamung aus sämmtlichen Beobachtungen, dass die Differenz zwischen a und b 4,13 Schläge betrage, die zwischen a und c 6,73, — die zwischen a und d endlich 6,50 Schläge. Wurden nur die normalen Beobachtungen zur Berechnung der Durchschnittszahlen herangezogen, so waren die entsprechenden Zahlen 3,63; — 6,15; — 6,68 Schläge in der Minute. Als Ursache dieser Pulsverminderung nimmt Vivenot die Druckverstärkung Seitens der verdichteten Luft an, welche den Abfluss des Blutes aus den Capillaren erschwert, den Widerstand, welchen die mit der Herzsystole ausgestossene Blutwelle an den Gefässwandungen erfährt, vermehrt und — indem bekanntlich die Anzahl aller in bestimmter Zeit vollführter Muskelbewegungen um so seltener ausfällt, je schwerer diese vollzogen werden können, — durch Vermehrung dieser Widerstände eine Erschwerung der Herzaction, eine Verlangsamung der Herzpulsationsfrequenz veranlasst, gemäss

dem von Marey aufgestellten Gesetze, welches lautet: „das Herz schlägt um so häufiger, je leichter es sich entleeren kann.“

Vivenot studirte nun weiterhin die Veränderungen, welche die durch den Marey'schen Sphygmographen verzeichneten Pulscurven durch den verstärkten Luftdruck erfahren und er hat seine Beobachtungen durch eine ganze Reihe von Curvenreihen illustrirt. Gerade wie vorhin bei den Pulszählungen, so wurde auch jetzt in den mit a, b, c, d bezeichneten Momenten sphygmographirt. Wir sehen — sagt Vivenot, — dass bei sämmtlichen Wellenlinien übereinstimmend in verdichteter Luft die Höhe der Curven abnimmt, die ursprünglich mehr weniger steile Ascensionslinie schräger wird, der Gipfel abgerundeter erscheint und die in Folge der Verminderung der Amplitude auch weniger steil abfallende Descensionslinie endlich sich aus einer wellenförmig gekrümmten, in eine gerade mehr weniger nach Oben zu convexe Linie umgewandelt hat. In Folge der Verminderung der Wellenhöhe wird auch der durch die Vereinigung des auf- und absteigenden Curvenstückes gebildete, unter normalem Luftdrucke meist gegen 45° betragende Winkel, namhaft abgestumpft, wie auch als Folge des schrägen Ansteigens der Ascensionslinie der Gipfel (Scheitel) der Curve mehr nach rückwärts, gegen deren Mitte gerückt erscheint, ja mitunter die ganze Curve den Anschein eines Bogensegmentes dadurch erhält. Die eben beschriebenen Veränderungen stehen in direct proportionalem Verhältniss zur Stärke des Luftdruckes und zur Dauer des Aufenthaltes; eine Nachwirkung konnte, — übereinstimmend mit den gefundenen Resultaten in Betreff der Pulsfrequenz —, im günstigsten Falle nur auf die Dauer weniger Stunden beobachtet werden.

Betrachten wir die von unserem Forscher gegebenen Abbildungen, so sehen wir leicht, dass unter dem Einflusse des verstärkten Luftdruckes die Curven sehr erniedrigt werden, dass die Elasticitätselevationen völlig erloschen sind und dass die Rückstosserhebungen entweder stark beeinträchtigt, oder gleichfalls ausgelöscht worden sind. Ganz dieselben Veränderungen konnte Vivenot erzielen an den Curven von elastischen Schläuchen, die er bald bei normalem, bald bei verstärktem Luftdrucke erzeugte und dies gibt uns natürlich den sicheren Beweis, dass die Ver-

änderungen der Curven rein mechanischen Ursprungs sind, und dass weder von Seiten des Herzens, noch der Nerven ein Einfluss stattgehabt haben kann.

Es stimmen die Resultate dieser Versuche Vivenots', — und es liess sich dies von vornherein erwarten, — mit denen von Winternitz*) überein, welcher mit Hülfe des Sphygmographen Untersuchungen ausführte über die Veränderungen, welche die normale Radialiscurve durch lokale Kälteapplikation auf den Oberarm erleidet. Die von ihm gegebenen Pulscurvenbilder stimmen mit denen Vivenot's in auffälliger Weise überein, und so muss es sein, da ja bekannter Maassen durch die Kälte die peripherischen, mit Muskeln noch versehenen Gefässe zur Contraction gebracht werden, und somit der Abfluss des Blutes behindert werden muss. Vivenot fand weiterhin, dass auch die Stärke des Pulsschlages unter verstärktem Luftdrucke abnehme.

An seine höchst interessanten Untersuchungen knüpft nun Vivenot einige Bemerkungen über den Dicrotismus an, in denen wir ihn weniger glücklich sehen. Er sieht in diesem den Ausdruck der durch Interferenz aufeinander folgender Blutwellen erzeugten und der elastischen Wandung der Arterie mitgetheilten Wellenbewegung. Dass er hierin irrt, zeigen unsere Versuche an elastischen Schläuchen ganz zweifellos. Auch darin irrt er, dass er glaubt, die dikrote Erhebung entstehe nicht durch Rückstoss von den Semilunarklappen

In Bezug auf das Niveau der Curvenreihe konnte Vivenot constatiren, dass unter dem Einflusse der verdichteten Luft der Zeichenstift höher hinaufrückte, mitunter so hoch, dass er über den oberen Rand des Täfelchens hinausragte. Hierdurch wird mithin noch eine allgemeine, von der an der einzelnen Pulswelle ausgedrückt gefundenen, unabhängige Erhöhung des Blutdruckes und der Gefässspannung für die Radialarterien nachgewiesen.

In einer besonderen Versuchsreihe an Thieren und an Menschen suchte sich Vivenot nun zu informiren über das Verhalten der peripherischen Blutgefässe unter verstärktem Luftdrucke Die Blutgefässe der Conjunctiva und der Retina sah er beim Menschen dünner und

---

*) Mediz. Jahrb der K. K Gesellschaft d. Aerzte zu Wien. 1865 pg. 1 20.

blutleerer werden und bei Albinokaninchen zeigten die Ohren, die Iris und der rothe Augenhintergrund eine entschiedene Blässe.

Weniger eingehend und umfangreich sind Vivenot's Versuche über den Einfluss des verminderten Luftdruckes. Er fand hier Resultate, die den bereits mitgetheilten, wie sich auch kaum anders erwarten liess, direct entgegenstanden. Der Puls wird beschleunigt, der Radialpuls wird grösser und weniger gespannt, ein deutliches Gefühl erhöhter Hautwärme tritt auf, die Conjunctiva brennt und ihre Gefässe schwellen an, es tritt Eingenommenheit des Kopfes, Schwindel, erschwertes Denken, neuralgischer Schmerz in Stirn, Nacken und Zähnen auf. In Folge der Erweiterung der peripherischen Gefässe tritt Verminderung der Widerstände in den Gefässbahnen auf, verbunden mit Beschleunigung des Blutumlaufes; — und alle diese Symptome verschwinden wieder bei Wiederherstellung des normalen Luftdruckes.

---

§. 96.

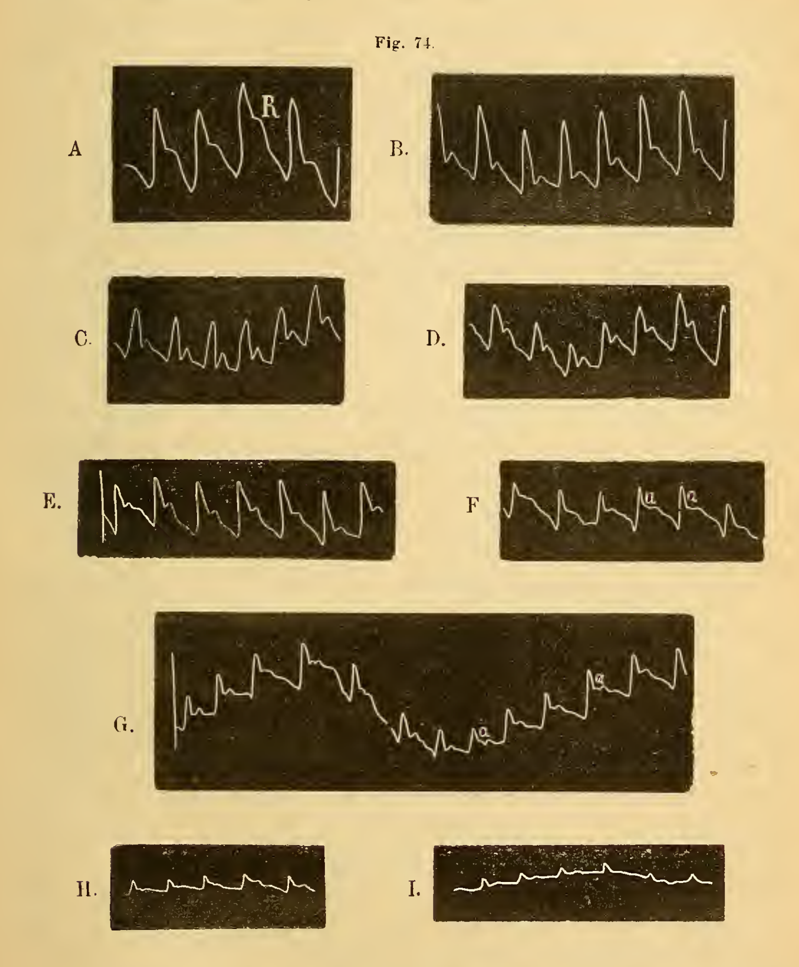
Ueber den Einfluss der verschieden grossen Belastung des Arterienrohres auf die Gestalt der Pulscurven.

Ich habe bei der Beschreibung meines Angiographen hervorgehoben, dass es wünschenswerth erscheinen müsse, bei genauen wissenschaftlichen Untersuchungen stets den Grad der Belastung anzugeben, welchem die Schlagader während des Pulszeichnens ausgesetzt gewesen ist. Ich denke, die folgenden Mittheilungen werden diesen Wunsch in vollem Maasse rechtfertigen und vielleicht diesem oder jenem der Leser die Ueberzeugung aufzwängen, dass der von mir construirte Angiograph nach dieser Beziehung einen unbestrittenen Vorzug vor dem Marey'schen Instrumente beanspruchen könne.

Die ganze Reihe der in folgender Figur 74 gegebenen Curven *A* — I sind sämmtlich angefertigt mittelst meines Angiographen, dessen Beschreibung ich oben gegeben habe und aus welcher zu recapituliren nothwendig ist, dass der Schreibhebel nicht unter

Bogenführung die Curven verzeichnet, sondern unter senkrechtem Auf- und Niedergehen. §. 70. pag. 70—73.

Fig. 74.



Die Curven *A* sind verzeichnet worden unter minimalster Belastung des Angiographen, so dass das Instrument fast ohne Druck der Bewegung der Haut über der Arteria radialis folgte.

Wir sehen den aufsteigenden Curvenschenkel von deutlich langgezogener S-förmiger Gestalt, eine Form, welche derselbe auch während der verschiedenen Belastungsstufen noch zu erkennen gibt. Die Marey'schen Curven — siehe Oben — bringen diese

Eigenthümlichkeit der Form fast gar nicht zur Erkenntlichkeit. Dies rührt daher, dass der Marey'sche Sphygmograph unter Bogenführung schreibt und es dem Auge viel schwieriger fällt, Abweichungen von einer Kreislinie zu erkennen, als von einer geraden Linie. (cf. Figur 51 A und B p. 176.)

Wir erkennen aus dieser Gestalt des aufsteigenden Curvenschenkels, dass die Geschwindigkeit, mit welcher der Schreibhebel während der systolischen Dehnung des Arterienrohres gehoben wird, offenbar eine ungleichartige sein muss. Das Bild der Curve lehrt uns nämlich, dass der Schreibhebel anfänglich mit geringer Geschwindigkeit gehoben wird, und zwar etwa bis zur Grenze des unteren und zweiten Viertels des aufsteigenden Curvenschenkels. Von dieser Stelle an ist die Schnelligkeit des Hubes eine vermehrte und zwar umfasst diese Beschleunigung ungefähr die beiden mittleren Viertel der Höhe des aufsteigenden Curvenschenkels. Von dort bis zum Gipfel der Curve nimmt die Elevationsgeschwindigkeit abermals ab, um am Curvengipfel selbst in einem äusserst kurzen Momente = 0 zu werden.

Vom Gipfel abwärts sinkt der Schreibhebel bis zum Fusse der Rückstosselevation (*R*) nunmehr wieder. Auch diese Linie hat — was die Marey'schen Curven abermals nur unvollkommen zu erkennen geben, — eine langgezogene aber dabei umgekehrt S-förmige Gestalt. Es sinkt dem entsprechend der Schreibhebel von der Höhe des Curvengipfels Anfangs mit mässiger, dann mit beschleunigter und endlich wiederum mit verminderter Geschwindigkeit abwärts. Die Rückstosselevation (*R*) der Curven *A* ist zwar hinreichend deutlich, aber nicht sehr gross zu nennen. Endlich erkennen wir nur mit geringer Deutlichkeit in dem unterhalb *R* liegenden Theile des absteigenden Curvenschenkels schwach ausgebildete Schwankungen, die von Elasticitätsschwingungen der elastischen Arterienwand herrühren.

Die Curven *B* sind verzeichnet bei einer Belastung meines Angiographen von 50 Grammes, die Curven *C* von 100 Grammes. Diese Curven zeigen zunächst beide, dass entsprechend der grösseren Belastung die Höhe der Curven selbst abnimmt, wie nicht anders zu erwarten war. Es zeigt sich aber ausserdem, dass bei

dieser Belastung die Rückstosselevation deutlicher hervortritt als bei *A*.

Ich will hier noch auf einen Punkt nebenher aufmerksam machen, den die Curven *B*, *C*, *D* uns so sehr deutlich zeigen, dass nämlich bei der Inspiration die Höhe der Curven kleiner ist, als bei der Exspiration, dass aber bei den während des Inspiriums verzeichneten Curven die Rückstosselevation deutlicher und grösser hervortritt, als bei den Exspirationscurven. Ich habe auf diesen Punkt besonders aufmerksam gemacht in dem Capitel, welches dem Einflusse der Respirationsbewegungen auf die Gestalt der Pulscurven gewidmet ist, auf welches ich hier verweisen muss. — Bei Anfertigung der Curven *D* war der Angiograph mit 150, bei *E* mit 200 Grammes belastet. Hier zeigt sich uns als die wichtigste Veränderung in der Gestalt der Curven, dass die Rückstosselevation, die bei *B* und *C* relativ grösser und deutlicher zur Entwickelung gekommen war, wiederum niedriger und kleiner auftritt.

Nachdem ich nun in *F* den Apparat mit 250 Grammes belastet hatte, in *G* sodann mit 270 Grammes, tritt eine wesentlich neue Erscheinung in der Curve hervor, es zeigt sich nämlich vor der Rückstosselevation eine kleine Erhebung, die ich mit *a* bezeichnet habe und die ich für eine Elasticitätsschwankung erkläre. Bei noch stärkerer Belastung des Angiographen, nämlich bei *H* mit 300 und bei *I* mit 400 Grammes nehmen die Curven sehr an Grösse ab, aber man kann die einzelnen Theile an derselben noch am ziemlicher Sicherheit erkennen.

Soll ich hiernach nun das Ergebniss in kurzen Worten zusammenfassen, so ergeben sich aus den Untersuchungen folgende Punkte:

1. Bei schwacher Belastung ist die Rückstosselevation wenig scharf am absteigenden Curvenschenkel abgesetzt.

2. Bei mittlerer Belastung (ungefähr 100 Gr.) ist die Rückstosselevation am deutlichsten ausgeprägt.

3. Bei stärkerer Belastung nimmt die Grösse der Rückstosselevation wieder ab.

4. Die vor der Rückstosselevation liegende kleine Elasticitätsschwankung tritt erst bei stärkerer Belastung (250—300 Gr.) auf.

5. Die Pulscelerität ändert sich mit zunehmender Belastung, nämlich die Zeit für die Bildung des aufsteigenden Curvenschenkels (Expansion der Arterie) wird mit zunehmender Belastung kürzer, die für den absteigenden Schenkel hingegen (Contraction der Arterie) länger. Vierordt, der bei seinen Pulsversuchen die Arterien stets viel zu wenig belastete, hat daher irrige Resultate über die Pulscelerität erlangt. Die Dauer der Expansion ist bei ihm viel zu lang gegenüber der Dauer der Contraction der Schlagader. —

6. Die Höhe der Gesammtcurve nimmt mit zunehmender Belastung ab.

Ich füge endlich noch hinzu, dass die sämmtlichen Curven *A*—*I* von einem und demselben Individuum entnommen sind und zwar ununterbrochen in einer Sitzung, von der schwachen Belastung zur stärkeren fortschreitend. Es ist derselbe junge gesunde kräftige Mann, von dem auch die normale Radialiscurve Figur 83 A., die mit dem Marey'schen Apparate gewonnen worden ist, herstammt.

Aus dem Mitgetheilten geht hervor, dass der Grad der Belastung keineswegs gleichgültig ist für die Gestaltung der Pulsbilder. Es ist daher wohl der Wunsch gerechtfertigt, dass man bei genauen wissenschaftlichen Versuchen sich eines Instrumentes bedienen möge, welches, wie das meinige, jeden Grad der Belastung zulässt, und dass man bei jeder Curve angeben möge, bei wie grosser Belastung sie verzeichnet worden ist.

---

§. 97.

Die Fortpflanzungsgeschwindigkeit der Pulswellen.

Wir haben bereits mitgetheilt (pg. 4), dass Erasistratus der erste war, welcher angab, dass die Pulsbewegung in den Schlagadern entfernter Körpertheile um ein kleines Zeittheilchen später wahrgenommen werde, als in solchen Theilen, welche dem Herzen näher belegen sind. Ganz unabhängig von dem benannten

Forscher des Alterthums scheint Josias Weitbrecht*) zum zweiten Male dieselbe interessante Thatsache entdeckt zu haben. Er gab an, dass die Arteria radialis später pulsire, als die Carotis. Mit Unrecht wurde die Richtigkeit dieser Beobachtungen von Galenus, Harvey, Walaeus, Bartholinus, Duverney, Alb. v. Haller**), Spallanzani, Schreiber und Anderen bestritten. Kerr schloss daraus sogar, dass demnach auch der Puls nicht durch das aus dem Herzen gestossene Blut in der Schlagader bewirkt werden könne. Liskovius und Wedemeyer bestätigten indessen die Weitbrecht'schen Angaben für den Puls in den Schlagadern des Halses und der Gliedmassen, ebenso Arnott, wie auch Stockes, Senac, Despine und Koch. Burdach***) konnte jedoch wiederum keine Zeitdifferenz zwischen dem Schlage der Carotis und der Schwanzschlagader des Pferdes ermitteln und er citirt Alb. v. Haller, der nur bei schon ermatteten Thieren die vom Herzen entfernteren Arterien später pulsiren sah, als dieses selbst und die näheren Schlagadern. Genauere Untersuchungen widmete diesem Gegenstande zuerst E. H. Weber in seinen berühmten Untersuchungen über die Anwendung der Wellenlehre auf die Lehre vom Kreislaufe des Blutes und insbesondere auf die Pulslehre†). An den Pulsen der Art. axillaris und maxillaris externa konnte dieser Forscher noch keinen Unterschied beobachten. Dagegen gelang es ihm, aus der Zeitdifferenz des Eintritts des Pulses in der Arteria maxillaris externa und Arteria dorsalis pedis die Schnelligkeit der Fortbewegung der Pulswellen in der lebendigen Schlagader auf 9240 Millimeter = $28\frac{1}{2}$ Fuss in einer Sekunde zu berechnen Und er fügt hinzu: „Bei dieser grossen Geschwindigkeit, mit welcher die Pulswelle fortschreitet, darf man sie sich nicht als eine kurze Welle vorstellen, die längs den Arterien fortläuft, sondern so lang, dass nicht einmal eine einzige Pulswelle Platz in der Strecke vom Anfang der Aorta bis zur Arterie der grossen Zehe hat. Ver-

*) Comment. acad. scient. Petropol. T. VII.

**) Elementa phys. Tom. II. 242.

***) Physiologie IV. 232.

†) Bericht über die Verhandl. d. kgl. sächs. Gesellsch. d. Wiss. zu Leipzig. Math.-phys. Klasse Bd I. pg. 164 1850. — Müller's Archiv 1852 pg. 497.

glich Valentin*) die Carotis liegender Menschen mit der Wadenbeinpulsader in der Gegend des äusseren Knöchels, so bemerkte er den Unterschied der Schläge bisweilen deutlich und manches Mal nicht. Der Zwischenraum liess sich jedoch nicht einmal in den glücklichsten Fällen mittelst des Pendels bestimmen. Er mochte ungefähr $\frac{1}{6}$ — $\frac{1}{12}$ Sekunde betragen. Und er fügt hinzu: „Diese Erscheinungen müssen übrigens mit den Spannungen der Schlagader wechseln. Der weichere Puls wird grössere Unterschiede als der härtere geben."

Vierordt hat in seinem Werke über den Arterienpuls keine selbstständigen Versuche mitgetheilt. Er bemerkt nur*), dass die Untersuchungsmethode welche E. H. Weber seiner Zeit angewendet habe, um Zeitdifferenzen verschiedener Arterien zu bestimmen, natürlich nur zu approximativen Resultaten führen könne, da es für das Getast ausserordentlich schwierig sei, so kleine Zeitintervalle und noch dazu mittelst zweier verschiedener Finger herauszufühlen. Der Gegenstand sei für die Pathologie von so hoher Wichtigkeit, dass derselbe zu spezielleren Untersuchungen mit den exacten chronoscopischen Mitteln, die uns heute zu Gebote stehen, dringend auffordere, Valentin habe, wie er vernehme, bei dem einem Menschen mit Fissura Sterni (dem umherreisenden Hamburger Groux) Hebelvorrichtungen und das Kymographion zu ähnlichen Versuchen angewendet. Vor Allem werde das treffliche electro-magnetische Chronoscop, welches Wheatstone angegeben und Hipp verbessert hat, zu solchen delicaten Versuchen brauchbar sein, wobei ähnliche Hebelvorrichtungen anzuwenden wären, wie bei den Sphygmographen. Die Angaben Hamernik's über die Zeitintervalle zwischen Herz- und Pulsschlag in gewissen Krankheiten, so namentlich bei Aneurysmen, seien offenbar ungenau, so dass er dieselben übergehen könne.

Donders***) ist durch seine Untersuchungen zu dem Resultate gelangt, dass die Fortpflanzungsgeschwindigkeit der Wellen

*) Lehrbuch der Physiologie des Menschen 1847. 2. Aufl I. pg. 472.

**) Die Lehre vom Arterienpuls 1855 pg. 57.

***) Physiologie des Menschen übersetzt von Theile, 2. Aufl. pg. 81 1859.

in elastischen Röhren um so kleiner ist, je grösser der Elasticitätscoëfficient derselben ist. Er glaubt die Erklärung hierfür darin zu finden, dass, je grösser der Elasticitätscoëfficient wird, eine um so grössere Flüssigkeitsmenge durch eine bestimmte Kraft fortgetrieben werden muss. Er fand ferner, dass in Röhren, deren Durchmesser nur 2 MM. beträgt, die Fortbewegung gleich schnell ist, wie in Röhren weiteren Calibers.

Derselbe Forscher (L. c. pg. 119.) entblösste bei Hunden den Herzbeutel und fühlte den Herzschlag, während er die Ausdehnung der Arterien im Gekröse beobachtete: die Ausdehnung der letzteren trat ganz deutlich einige Terzen später ein.

Gerade mit Bezug auf die Fortpflanzungsgeschwindigkeit der Wellen in elastischen Röhren hat Czermak*) darauf hingewiesen, dass die Elasticität der Arterienwände nicht an allen Zweigen und Stämmen gleich gross sei, und dass dem entsprechend auch die Fortpflanzungsgeschwindigkeit der Pulswelle nicht in allen Arterien gleich gross sein könne. An seinem eigenen Körper trat der Puls in der Art. dorsalis pedis 0,018 Sekunden später ein, als in der Art. radialis; hingegen in der Art. radialis 0,094 Sekunden später als in der Corotis. Und doch ist diese letztere Wegdifferenz bedeutend kleiner, als die erstere. Es steht aber dennoch das gefundene Resultat sehr wohl im Einklange mit der bekannten anatomischen Thatsache, dass die Wandungen der Schlagadern an den unteren Extremitäten im Allgemeinen resistenter und dicker sind. Bei Kindern von 7—10 Jahren, bei welchen die Wandungen der Schlagadern noch dünner und nachgiebiger sind, als bei Erwachsenen, fand Czermak die Differenz noch grösser als bei Erwachsenen.

Das Verfahren, dessen sich dieser Forscher zur Constatirung dieser Thatsachen bediente, bestand darin, dass er zwei Marey'sche Sphygmographen an den beiden zu untersuchenden Arterien applicirte. Auf die Tafeln der Instrumente liess er ausser der Pulscurve noch regelmässige Zeitabstände markiren, an denen letzteren der Vergleich gemacht wurde.

Es wäre gewiss im höchsten Grade interessant, wenn man

*) Mittheilungen aus dem Privatlaboratorium 1864 — Sphygmische Studien.

die in Rede stehenden Untersuchungen auf ein grösseres Gebiet ausdehnte und die Arterien verschiedener Körperregionen zugleich in verschiedenen Lebensaltern einer Prüfung unterzöge. Und wie interessant würde erst eine Experimentation unter besonderen Bedingungen sein. Ich denke hier an die Abweichungen, welche atheromatös entartete, starr gewordene Arterienwände bieten werden, und an Aneurysmen.

Zu beachten wäre ferner die Fortpflanzungsgeschwindigkeit der Pulswellen bei hochgradig Anämischen, nach starken Blutverlusten, bei Störungen der Innervation des Herzens und der Schlagaderwände, bei Compression oder Thrombose der Venen. Ich war im Begriffe auf diesem Gebiete mich zu versuchen, als der Krieg mich davon verscheuchte. So habe ich mich denn vorläufig auf die Untersuchung der Forpflanzungsgeschwindigkeit der Pulswellen in normalen Schlagadern eines Erwachsenen beschränken müssen, deren Methode und Resultate ich im Eolgenden mittheilen werde.

---

§. 98.

Methode der Untersuchung.

Die Methode, derer ich mich bediente, um die Fortpflanzungsgeschwindigkeit der Pulswellen zu eruiren, ist folgende.

Ich liess mir drei Electromagneten construiren, welche übereinander auf einem senkrecht stehenden Brettchen befestigt sind. Jeder dieser Electromagneten wird mit einem starken Daniell'schen Elemente in Verbindung gebracht. Sobald die Kette geschlossen wird, wird der Anker des betreffenden Electromagneten angezogen, — wird sie wieder geöffnet, so rückt derselbe durch Federkraft von dem Magneten ab. Die drei beweglichen Anker liegen genau übereinander und jeder derselben trägt eine Schreibspitze; auch letztere liegen genau in einer senkrechten Richtung übeinander.

Diese Vorrichtung wird nun so mit der rotirenden Trommel des Kymographions in Verbindung gesetzt, dass die

drei Schreibspitzen ohne grosse Reibung auf dem berussten glatten Kreidepapier, womit die Trommel überzogen ist, ihre Bewegungen einzeichnen. Durch eine besondere Vorrichtung ist dafür gesorgt, dass die Kymographiontrommel möglichst gleichmässig sich bewegt: die Oberfläche bewegt sich im Mittel 43 Millimeter in 1 Sekunde.

Der oberste Electromagnet und sein Schreibstift wurde dazu benutzt, eine Zeitcurve auf dem berussten Kreidepapier zu verzeichnen. Zu dem Behufe schaltete ich in die Kette ein Mälzel'sches Metronom ein. Da das Uhrwerk dieses letzteren von Metall ist, so gelang die Einschaltung äusserst einfach: der eine Pol des Elementes wurde mittelst eines Drahtes mit dem Schlüssel des Werkes verbunden. Das Metallpendel des Metronoms versah ich mit einem feinem Drahte, der bei der Bewegung in ein Quecksilbernäpfchen eintauchte. Letzteres stand mit dem anderen Pole des Elementes in Verbindung. Der Schreibstift schrieb nun eine Zeitcurve auf, deren einzelne Abschnitte $^1/_{100}$ Minute = 0,6 Sekunden entsprachen.

Der mittlere Electromagnet wurde mit einem Marey-schen Sphygmographen in Verbindung gesetzt und zwar in folgender Weise. Mit der Spitze des Schreibhebels ist ein vertikal niederstehender feiner Kupferdraht in Verbindung gesetzt, der zum Elemente des zweiten Electromagneten hinleitet. Die Spitze dieses Drahtes taucht in ein Quecksilbernäpfchen ein, von welchem aus ein anderer Draht zum anderen Pole des Elementes hinführt. Wird der Schreibhebel erhoben, so verlässt die Drahtspitze das Quecksilber und die Kette wird geöffnet; — sie wird aber sofort wieder geschlossen, sobald der Schreibhebel wieder niedersinkt- Der Sphygmograph wird nun an einer zu prüfenden Arterie applicirt und der Electromagnet zeichnet natürlich ganz genau die Pulsbewegung auf, welche den Hebel des Sphygmographen emporschnellt.

Der dritte Electromagnet wird in ganz derselben Weise mit einem zweiten Marey'schen Sphygmographen in Verbindung gesetzt, der auf einer anderen zu prüfenden Schlagader fixirt wird.

So werden genau übereinander drei Curven ver-

zeichnet: die Zeitkurve und die Curven der beiden zu vergleichenden Pulse. Es ist nun ein Leichtes abzumessen, um ein wie grosses Stück der Zeitcurve die Pulsbewegung in der einen Schlagader früher oder später eintritt, als in der zu vergleichenden zweiten.

Dass diese Methode in der That geeignet ist, genaue Resultate zu liefern, unterliegt gar keinem Zweifel. Indess erlaube ich mir doch noch auf einen Umstand aufmerksam zu machen, der nicht übersehen werden darf.

Die Ausdehnung der Arterie vom Beginn des Eintritts der Pulswelle bis zum Maximum der Dehnung des Rohres dauert eine gewisse, keineswegs sehr kurze Zeit. Diese Zeit der Dilatation habe ich nach sphygmographischen Untersuchungen festgestellt für die

Arteria carotis = $0,_{086}$ Sekunden.
„ axillaris = $0,_{130}$ „
„ radialis = $0,_{097}$ „
„ femoralis = $0,_{108}$ „
„ pediaea = $0,_{108}$ „

Während dieser Zeiten macht also auch der Schreibhebel des Sphygmographen seine Elevation. Es kommt nun darauf an, dass man die Quecksilbernäpfchen bei beiden Sphygmographen in gleicher Höhe anbringt, etwa so, dass der Spiegel des Quecksilbers an der halben Hubhöhe des Schreibhebels steht. Hübe, um ein Beispiel zu geben, der Schreibhebel des Sphygmographen auf der Axillaris gleich mit Beginn der Arteriendilatation aus, der des anderen auf der Radialis hingegen am Ende der Erweiterung, so würde natürlich die Zeitdifferenz zwischen beiden Pulsen entschieden zu lang ausfallen. Es bedarf hier, um Fehler zu vermeiden, zunächst nicht geringer Geschicklichkeit im Experimentiren. Die gleiche Einstellung ist nämlich desshalb so difficil, weil durch die Respirationsphasen die Hubhöhe des Schreibhebels sich verändert, indem bei der Exspiration die Hebel höher, bei der Inspiration hingegen niedriger liegen. Ich lasse, um dies möglichst zu beseitigen, die Versuchsperson möglichst ruhig und unergiebig während des Versuches athmen. Aber auch bei aller Vorsicht lässt sich nicht ganz ohne Fehler experimentiren. Es ist daher noth-

wendig, dass man aus mehreren Versuchen den Mittelwerth entnimmt. Die von mir mitgetheilten Zahlen zeigen uns die besagten Schwankungen an.

In einer anderen Reihe von Experimenten habe ich die Zeitdifferenz zwischen den Herztönen und dem Pulse einer bestimmten Schlagader bestimmt. Zu dem Behufe auskultirte ich die Herztöne der Versuchsperson mittelst des Hörrohres und schloss die Kette des einen Electromagneten, indem ich den einen Draht beim Beginne des ersten Tones in ein Quecksilbernäpfchen tauchte, und denselben beim zweiten Herzton wieder aushob. Auch diese Methode bringt natürlich einige Fehler mit sich. Allein bei einiger Uebung gelingt es dennoch sehr wohl, möglichst genau den Herztönen entsprechend zu schliessen und zu öffnen.

Um mich hiervon zu überzeugen, machte ich zunächst einen Vorversuch. Ich liess nämlich durch den oberen Electromagneten die Zeitcurven des Metronomschlages aufzeichnen. Durch den zweiten aber verzeichnete ich selbst dieselbe Zeitcurve, indem ich den Schlägen nachahmend öffnete und schloss. Beide Zeitcurven standen untereinander und beide waren so identisch, dass der Fehler der nachgeahmten Curve wirklich verschwindend klein war. Allerdings ist hierbei doch noch zu bemerken, dass die gleichartige freie Markirung der Herztöne nicht ganz mit derselben Exactheit vor sich gehen kann. Denn es ist schwerer, Töne, die wie die des Herzens nicht in gleichen Zeitintervallen auftreten, zu markiren, als die Schläge des stets gleich sich bewegenden Metronomes. Man wird daher auch bei Versuchen dieser Art wohlthun, wenn man aus einer ganzen Anzahl das Mittel zieht.

---

§. 99.

Ergebnisse der Untersuchung.

Die Untersuchungen über die Fortpflanzungsgeschwindigkeit der Pulswellen in den normalen Schlagadern stellte ich an bei einem 22jährigen 170 CMtr. grossen, wohlgebauten jungen Mann. Bei Anstellung der Versuche wurde die horizontale Lage bei

grösstmöglichster Ruhe eingehalten. Der Puls hatte eine Frequenz von 65 in 1 Minute.

1. Zeitdifferenz der Pulse in der Arteria femoralis und dorsalis pedis.

Der eine Sphygmograph wurde auf dem Fussrücken festgebunden, der andere dicht unter dem Ligamentum Poupartii der anderen Körperseite zweckmässig fixirt. Ich lasse hier zunächst die Zahlen folgen, welche aus dem Versuche sich ergaben für die Zeitdifferenz der beiden genannten Schlagadern:

$0,_{151}$ Sekunden.
$0,_{154}$ "
$0,_{147}$ "
$0,_{155}$ "
$0,_{150}$ "
$0,_{167}$ "

Im Mittel $0,_{151}$ Sekunden.

Aus den mitgetheilten Zahlen geht hervor, dass die grösste Schwankung in den einzelnen Werthen 0,020 Sekunde beträgt.

Ich suchte nun die Länge der Arterienbahn von der Femoralis bis zur Dorsalis pedis an meiner Versuchsperson annähernd zu bestimmen.

Der Abstand der Spina anterior superior ossis ilei von der unteren Spitze des Malleolus externus beträgt bei der Versuchsperson 97 CMtr. Die anatomische Sammlung der Universität besitzt ein getrocknetes Arterienpräparat der unteren Extremität, an welchem besagter Abstand 93 CMtr. misst. An diesem Präparate war die Arterie der Länge nach gemessen zwischen den beiden hier in Betracht kommenden Punkten $94\frac{1}{6}$ CMtr. Uebertragen wir dieses Verhältniss auf unsere Versuchsperson, so würden wir annehmen können, dass bei dieser die Länge der Arterie 99,1 CMtr. betragen würde.

Bei unserer Versuchsperson pflanzt sich also in der Bahn des Schlagadersystemes der unteren Extremität die Pulswelle fort mit einer Geschwindigkeit von

991 MMtr. in $0,_{154}$ Sekunde, oder
6431 MMtr. in 1 Sekunde.

2. Zeitdifferenz der Pulse in der Arteria axillaris und radialis.

Bei derselben Versuchsperson wurde der eine Sphygmograph auf die Art. radialis festgebunden dicht oberhalb des Handgelenkes, der andere wurde an der anderen Körperseite auf der Axillaris zweckmässig fixirt an der bekannten Unterbindungsstelle. Die Strecke zwischen beiden Punkten beträgt, direct am Arm entlang gemessen, 50 CMtr. Der Versuch ergab folgende Zahlen:

0,097 Sekunden.
0,087 „
0,104 „
0,067 „
0,071 „
0,086 „
0,095 „

Im Mittel 0,087 Sekunden.

Die grösste Schwankung in den Einzelwerthen beträgt 0,037 Sekunden.

Wenn sich somit in dem Schlagadergebiete der oberen Extremität die Pulswelle fortpflanzt mit einer Geschwindigkeit von 500 MMtr. in 0,087 Sekunden, so ergiebt dies für 1 Sekunde 5772 MMtr. Im Schlagadergebiete der unteren Extremität pflanzt sich nach unseren Versuchen die Pulswelle in 1 Sekunde 6431 MM. fort. Diese Differenz weist nicht etwa auf Fehlerquellen in den Versuchen hin, sondern sie zeigt, dass die Versuche mit denen von Donders an elastischen Röhren harmoniren (cf. pag. 99), dass nämlich die Wellen in elastischen Röhren sich um so schneller fortpflanzen, je geringer der Elasticitätscoëfficient ist. Die Wände der Schlagader der unteren Gliedmaassen sind nämlich minder elastisch, als die der oberen, eine Thatsache, der auch Czermak das Wort redet.

3. Zeitdifferenz der Pulse in der Arteria axillaris und dorsalis pedis.

Es wurden die beiden Sphygmographen an denselben Puncten applicirt, wie in den vorhergehenden Versuchen. Das Resultat der Untersuchung war, dass die Differenz betrug:

0,209 Sekunden.
0,207 "
0,207 "
0,212 "
0,206 "
0,233 "
0,209 "

Im Mittel 0,212 Sekunden.

Die grösste Schwankung in den Einzelwerthen beträgt 0,026 Sekunden.

4. Zeitdifferenz des ersten und zweiten Herztones und des Pulses in der Arteria dorsalis pedis.

Ich stellte die nun zu beschreibenden Versuche in der Weise an, dass ich den Sphygmographen auf den Fussrücken band und durch diesen die Pulsschläge der Art. dorsalis pedis verzeichnen liess. Ich selbst auskultirte die horizontal ausgestreckt liegende Versuchsperson mittelst des Hörrohres und tauchte isochron mit dem ersten Schlage des Herzens einen Draht behufs Schliessung der galvanischen Kette in ein Quecksilbernäpfchen und hub ihn beim zweiten Herztone wieder aus. Ich zählte 63 Herzschläge in einer Minute. Das Resultat war:

Dauer zwischen dem 1. und 2 Herztone.	Zeitdifferenz zwischen dem 1. Herzton und dem Puls der Art. pediaea.
0,282 Sekunden.	0,329 Sekunden.
0,300 "	0,371 "
0,247 "	0,341 "
0,302 "	0,385 "
0,323 "	0,369 "
0,365 "	0,340 "
0,342 "	0,338 "
0,328 "	0,344 "
0,323 "	0,390 "
Im Mittel 0,312 Sekunden.	Im Mittel 0,356 Sekunden.

Die grösste Schwankung in den Einzelwerthen betreffend die Zeitdifferenz zwischen dem 1. Herzton und dem Puls der Arteria pediaea beträgt $0,_{039}$ Sekunden.

Die Dauer zwischen dem 1. und 2. Herztone ist grösseren Schwankungen unterworfen, wie ich Unten noch genauer ausführen werde; im Mittel betrug dieselbe bei ruhigem Pulse von 63 Schlägen in 1 Minute $0,_{312}$ Sekunden. Ich habe diese Dauer früher*) an einem anderen gesunden Individuum bei fast 55 Schlägen in 1 Minute (in horizontaler Lage) nach der kardiographischen Methode auf $0,_{346}$ — $0,_{309}$ Sekunden ermittelt, also im Mittel auf $0,_{327}$ Sekunden. Es gibt dies eine Differenz in den beiden Versuchsreihen von $0,_{015}$ Sekunden.

Da die Dauer zwischen dem 1. und 2. Herzton ziemlich beträchtlich schwanken kann, selbst bei ruhigem Pulse, so ergiebt sich, dass der zweite Herzton dem entsprechend, zeitlich von dem Pulsschlag der Arteria pediaea abweichen wird. Im Mittel erfolgt der zweite Ton um $0,_{044}$ Sekunden früher, als der Pulsschlag der Pediaea. Er kann aber auch später auftreten, wie die Zahlen beweisen:

2. Ton	später		früher als der Pediaeapuls	
	—	Sekunden.	$0,_{047}$	Sekunden.
	—	"	$0,_{071}$	"
	—	"	$0,_{094}$	"
	—	"	$0,_{081}$	"
	—	"	$0,_{146}$	"
	$0,_{0251}$	"	—	"
	$0,_{0043}$	"	—	"
	—	"	$0,_{016}$	"
	—	"	$0,_{067}$	"

*) Neue Bestimmung der zeitlichen Verhältnisse bei der Contraction der Vorhöfe, der Ventrikel, dem Schluss der Semilunarklappen, der Diastole und der Pause am Herzen des Menschen. Centralbl. f. d. med. Wiss. 1866. No. 12.

5. Zeitdifferenz des 1. und 2. Herztones und des Pulses in der Arteria radialis.

Der Versuch gleicht dem vorhergehenden völlig bis auf den einzigen Unterschied, dass der Sphygmograph an der Art. radialis angebracht wurde. Ich werde auch hier zuerst die Zahlen folgen lassen, welche der Versuch ergeben hat.

Dauer zwischen dem 1. und 2. Herzton	Zeitdifferenz zwischen dem 1. Herzton und dem Puls der Art. radialis.
$0{,}348$ Sekunden.	$0{,}257$ Sekunden
$0{,}322$ "	$0{,}238$ "
$0{,}307$ "	$0{,}210$ "
$0{,}251$ "	$0{,}198$ "
$0{,}277$ "	$0{,}191$ "
$0{,}311$ "	$0{,}228$ "
$0{,}331$ "	$0{,}247$ "
Im Mittel $0{,}307$ Sekunden.	Im Mittel $0{,}224$ Sekunden.

Die Frequenz des Pulses betrug in diesem Falle 65 Schläge in 1 Minute. Die grösste Schwankung in den Einzelwerthen, betreffend die Zeitdifferenz zwischen dem ersten Herzton und dem Puls der Art. radialis, beträgt $0{,}066$ Sekunden Die Zeitdifferenz hingegen in den Einzelwerthen betreffend die Dauer zwischen dem 1. und 2. Herzton beträgt $0{,}118$ Sekunden Die Dauer des kürzesten Pulses verhält sich demnach zur Dauer des längsten in meinen Versuchen an derselben Versuchsperson in der Ruhe bei horizontaler Lage wie 100 : 151. Dies ist eine in der That ziemlich beträchtliche Schwankung, die indess mit den Ergebnissen der Untersuchungen anderer Forscher übereinstimmt. Vierordt hat auf Versuche der Art besonderes Gewicht gelegt. Er sagt*): „Die Dauer des kürzesten Pulses verhält sich zur Dauer des längsten Pulses derselben Versuchsreihe beim gewöhnlichen Athmen im Mittel aus 43 Versuchsreihen Gesunder wie 100 : 137.

*) Lehre vom Arterienpuls. pag. 82.

Diese Zahl wird wohl durch spätere Erfahrungen nicht erheblich verändert werden. Führt man von jeder Versuchsperson bloss das Endmittel aus allen Versuchen ein, unter Ausschluss der Versuche, welche weniger als 50 Pulse enthalten, so ergiebt sich ein Verhältniss wie 100 : 133. Das fragliche Verhältniss schwankt bei demselben Menschen zu verschiedenen Zeiten ziemlich stark. Bei mir selbst verhält sich der kürzeste Puls derselben Reihe zur längsten, im Durchschnitt aus 16 Versuchsreihen, wie 100 : 144 (äusserste Werthe 100 : 162 und 100 : 127). Bei den übrigen Gesunden zusammengenommen schwankt däs Verhältniss zwischen 100 : 117 und 100 : 162." — Bei Gesunden aber, wie auch namentlich bei Kranken können diese Zahlen grössere Differenzen zeigen und es ist mir nicht selten vorgekommen, dass Menschen mit Herzaffectionen grosse Pulse zeigten und daneben kleine von nicht der halben Zeitdauer. Jede Erregung, Bewegung, forcirtes Athmen vermehrt die Grösse der Schwankung beim Gesunden wie beim Kranken.

Um auf meine Versuche, Messungen und Berrchnungen, die ich im Vorangehenden mitgetheilt habe, gleichsam die Probe zu machen, stelle ich schliesslich folgende Controllrechnung an.

Wir haben ermittelt, dass ber unserer Versuchsperson die Zeitdifferenz zwischen dem 1. Herzton und dem Radialpulse im Mittel = $0,_{224}$ Sekunden ist. Ziehe ich hiervon ab den mittleren Werth für die Zeitdifferenz des Axillaris- und Radialis-Pulses = $0,_{087}$, so erhalten wir für die Zeit zwischen dem 1. Herzton und dem Axillarispuls den Werth = $0,_{137}$ Sekunden. Addire ich zu dieser Zahl $0,_{137}$ die Zahl $0,_{212}$, d. h. den Werth für die mittlere Zeitdifferenz des Axillaris- und Pediaea-Pulses, so erhalten wir $0,_{349}$ Sekunden = der Zeit zwischen dem 1. Herzton und dem Puls der Art. pediaea. Diese letztere Zeitdifferenz ist von mir zugleich direct bestimmt worden auf $0,_{356}$ Sekunden. Der mittlere Fehler beträgt also nur $0,_{007}$ Sekunden, was wohl für die Genauigkeit meiner Methode spricht.

---

§. 100.

Dauer der einzelnen Phasen der Systole und Diastole des Herzens des gesundenen Erwachsenen.

Wir haben gesehen, dass die Zeitdifferenz zwischen dem 1. Herztone und dem Axillarispulse im Mittel $0,_{137}$ Sekunden beträgt. Diese Zahl erscheint unverhältnissmässig gross. Nach Messungen an Präparaten Erwachsener ist der Weg von den Semilunarklappen der Aorta bis zu der Stelle der Arteria axillaris, an der ich die Pulsbestimmungen vollführte, ungefähr 30 CMtr. lang. Den Weg von der Axillaris bis zur Radialis, welcher 50 CMtr. misst, legt die Pulswelle im Mittel in $0,_{087}$ Sekunden zurück. Nehmen wir an, dass die Fortpflanzungsgeschwindigkeit auf der Strecke Aorta-Axillaris annähernd gleich sei, wie auf der Bahn Axillaris-Radialis, so könnten wir für erstere $0,_{0522}$ Sekunden aus der Proportion veranschlagen. Unsere Versuche geben nun aber, wie gesagt, für die Differenz des ersten Herztones und dem Puls der Art. axillaris eine Zeitdauer von $0,_{137}$ Sekunden an. Als die Differenz der beiden Zahlen $0,_{137}$ und $0,_{052}$ ergiebt sich die Zahl $0,_{085}$, welche die Zeit bostimmt, welche vom Beginn der Contraction des Ventrikels, oder was dasselbe ist, vom Beginn des ersten Herztones bis zur Entstehung der Welle in der Aortenwurzel, das ist bis zur Oeffnung der Semilunarklappen, verstreicht. Dass in der That eine gewisse Zeit zwischen Beginn der Contraction des linken Ventrikels und der Oeffnung der Semilunarklappen der Aorta verstreichrn muss, ist einleuchtend, da ja die Klappen sich nicht eher öffnen können, als bis in Folge und im Verlauf der Ventrikelcontraction der intraventrikuläre Druck nach und nach grösser geworden ist, als der Druck in der Aorta.

Die Contraction der Ventrikel setzt sich aber nun eigentlich aus drei verschiedenen Phasen zusammen: 1) aus der Zeit, während welcher die Muskelfasern der Ventrikel sich verkürzen, 2) aus der Zeit, während welcher dieselben in dem Zustande der grössten Verkürzung verharren und endlich 3) aus der Zeit,

welche verstreicht vom Momente des Nachlasses der Verkürzung bis zum Schlusse der Semilunarklappen der Aorta.

Ich habe schon früher nach der cardiographischen Methode die Dauer der Contractions-Bewegung der Muskelfasern der Ventrikel auf $0,_{173}$ Sekunden im Mittel berechnet bei ruhigem Pulse eines Gesunden in horizontaler Lage. Ziehe ich von $0,_{173}$ ab die Zahl $0,_{085}$, so bleibt der Rest $0,_{088}$. Es dauert also die Contractionsbewegung der Muskelfasern der Ventrikel nach der Eröffnung der Semilunarklappen noch $0,_{088}$ Sekunden lang fort. Rechnen wir zu der Dauer der Contractionsbewegung der Muskelfasern der Ventrikel $= 0,_{173}$ Sekunden noch hinzu $0,_{085}$ Sekunden $=$ der Zeit, in welcher die Muskelfasarn der Ventrikel im verkürzten Zustande verharren, sowie $0,_{069} =$ der Zeit vom Beginn der Diastole bis zum Schlusse der Semilunarklappen, so haben wir also nach der cardiographischen Methode für die Zeit zwischen dem ersten und zweiten Herztone bei einer Pulsfrequenz von fast 55 Schlägen in einer Minute bei einem Gesunden gefunden den Werth $0,_{173} + 0,_{085} + 0,_{060} = 0,_{327}$ Sekunden. Bei derselben Messung beim gesunden Erwachsenen dauerte die Vorhofscontraction $= 0,_{173}$ Sekunden, die Dauer der Diastole des Ventrikels vom Schluss der Semilunarklappen bis zum Beginn der Pause war $0,_{229}$ Sekunden, die Pause dauerte $0,_{400}$ Sekunden, die gesammte Herzrevolution endlich $1,_{133}$ Sekunden. Die Werthe sind berechnet aus der hierhergesetzten Curve G Figur 8. (pag. 51).

Fig 74



Selbige ist durch den Marey'schen Sphygmographen verzeichnet, dessen Feder auf der Stelle des fühlbaren Herzstosses bei einem gesunden Erwachsenen applicirt war. Es ist also eine Herzstosscurve. Die horizontale, am tiefsten liegende Linie entspricht der Herzpause, die erste kleine hügelige Erhebung deutet die Vorhofscontraction an, die steil ansteigende Linie ist durch die Systole des Ventrikels gezeichnet. Der Gipfel der Curve deutet das Verharren des Ventrikels in der Contraction an. Im absteigenden Schenkel, etwa im oberen Viertel findet sich eine Einbuchtung, unterhalb welcher eine Protuberanz sich zeigt. Das ist das Zei-

chen des Semilunarklappenschlusses Der übrige Theil des absteigenden Schenkels ist bewirkt durch das Erschlaffen der contrahirten Muskelfasern, also durch die Diastole*).

Wir haben bei unseren Versuchen die Dauer zwischen den beiden Herztönen bei unserer Versuchsperson auf $0,_{312}$ Sekunden im Mittel bei ruhiger horizontaler Lage und 63 Pulsschlägen in der Minute**). Wir haben weiterhin gesehen, dass $0,_{085}$ Sekunden verstreichen müssen, nach dem Beginne der Ventrikelcontraction bis dass sich die Semilunarklappen öffnen.

Daraus folgt, dass 0,227 Sekunden hindurch das Einströmen des arteriellen Blutes in die Aorta hinein dauert, oder mit anderen Worten, dass 0,227 Sekunden die Semilunarklappen offen stehen.

W. Rive***), sich stützend auf eine Arbeit von Donders, der auf rotirender Trommel Zeitcurve, Herztöne und Carotispuls markirte, fand, dass der Carotispuls 0,093 Sekunden nach Markirung des 1. Herztones eintrat. Da nun auch Rive annimmt, dass die Pulswelle zur Fortpflanzung vom Herzen bis in die Carotis bei weitem nicht 0,093 Sekunden, sondern höchstens 0,02 Sekunden in Anspruch nehme, so trete demnach die Blutwelle erst 0,073 Sekunden nach Beginn der Systole in die Aorta.

Meine Berechnung stimmt also mit diesem Donders-Rive'schen Versuche bis auf 0,012 Sekunden.

An der sphygmographischen Curve der Art. carotis erkennt man deutlich eine Elevation, welche durch den prompten Schluss der Semilunarklappen der Aorta hervorgebracht wird†). Ich habe nun eine normale gut gelungene Carotiscurve unter dem Mikro-

---

*) L. Landois, Neue Bestimmung der zeitlichen Verhältnisse bei der Contraction der Vorhöfe, der Ventrikel, dem Schluss der Semilunarklappen, der Diastole und der Pause am Herzen des Menschen. — Centralbl. f d. med. Wiss. 1866. No. 12.

**) Die Differenz bei den beiden Versuchspersonen und den zwei verschiedenen Methoden betrug also nur $0,_{015}$ Sekunden.

***) De Sphygmograaf en de sphygmographische Curve Dissertation. Utrecht. 1866.

†) Verhandlungen der Greifswalder medizinischen Gesellschaft 5 März 1870. Berliner klinische Wochenschrift 1870 No. 28. pag. 340. L. Landois, Ueber den Puls in der Art carotis. —

skope ausgemessen. [1 Theil des Ocularmikrometers = $\frac{1}{45}$ Millimeter, entsprechend 0,00336 Sekunden.]

Bei dieser Curve war der aufsteigende Schenkel = 40. Der Raum vom Gipfel der Curve bis zum Beginne der durch den Schluss der Semilunarklappen bedingten Elevation war = 29. Die Zeit vom Beginne der Curve bis zu diesem letztbesagten Punkte (40 + 29 = 69) war 0,232 Sekunden*). Diese Zeit von 0,232 Sekunden dauerte also offenbar das Einströmen des Blutes, oder der systolische Theil der Curve. Für das Einströmen des Blutes in die Aorta habe ich Oben den Werth von 0,227 Sekunden ermittelt. Es handelt sich also hier um eine geringfügige Differenz von nur 0,005 Sekunden.

Fassen wir das Resultat in Kürze zusammen, so ergiebt sich Folgendes. Bei einer Pulszahl von 55—65 in 1 Minute beim gesunden Erwachsenen beträgt:

1. Dauer der Gesammt-Systole des Ventrikels = $0,_{300}$—$0,_{327}$ Sek.
2. Dauer der Contractionsbewegung der Muskelfasern des Ventrikels . . . . = $0,_{173}$ Sek.
3. Dauer des Verharrens in der Contration = $0,_{085}$ Sek.
4. Dauer vom Beginne der Contraction des Ventrikels bis zur Eröffnung der Semilunarklappen . . . . = $0,_{085}$ Sek.
5. Dauer des Offenstehens der Semilunarklappen . . . . = $0,_{227}$ Sek.
6 Dauer der Systole des Ventrikels nach Eröffnung der Semilunarklappen . . . = $0,_{088}$ Sek.
7. Dauer vom Beginne der Erschlaffung der Muskelfasern des Ventrikels bis zum Schluss der Semilunarklappen . . . . = $0,_{069}$ Sek.
8. Dauer der Diastole des Ventrikels vom Schluss der Semilunarklappen bis zum Beginne der Pause . . . . = $0,_{229}$ Sek.

---

*) Von hier bis zum Gipfel der Rückstosselevation muss ich 71, von dort bis zum Gipfel der zweiten Rückstosselevation 110 und endlich von letzterem bis zum Ende der Gesammtcurve 26.

9. Dauer der Vorhofscontraction . . . . = $0,_{173}$ Sek.
10. Dauer der Pause . . . . = $0,_{400}$ Sek.
(2 + 3 + 7 = $0,_{327}$) ungefähr = (4 + 5 + 6 = $0,_{300}$).

---

§. 101.

Ueber die Fortpflanzungsgeschwindigkeit der Pulswelle in elastischen Cautschuckschläuchen habe ich gleichfass Versuche angestellt. Ich nahm zuerst einen schwarzen nicht vulkanisirten über 5 Meter langen Schlauch von $6\frac{2}{3}$ MM. Durchmesser im Lichten bei einer Wandstärke von $1\frac{1}{3}$ MM. Ein 20 CMtr. langes Stück desselben verlängerte sich bei einer Belastung von 1 Kilo auf 32 CMtr. Aus einem Wasserreservoir von etwa 10 Fuss Höhe liess ich das Wasser durch Aufheben einer Messingleiste einströmen. Der Angiograph war am Ende des Rohres applicirt, er wurde gehoben sobald die Welle ankam. Die Messung geschah mittelst des electrischen Apparates: der oberste Electromagnet zeichnete die Zeitcurve, der zweite den Moment des Wassereintrittes, der dritte die Hebung des Angiographen. So fand ich, dass in diesem Schlauche sich die Welle in Einer Sekunde um $15,_{0127}$ Meter fortbewegte, also um 1 Meter in $0,_{0666}$ Sekunden. — Für einen anderen und zwar vulkanisirten, ebenfalls über 5 Meter langen Schlauch von $6\frac{2}{3}$ MM. Durchmesser im Lichten und $2\frac{1}{3}$ MM. Wandstärke, von welchem sich ein 20 CMtr. langes Stück bei einer Belastung von 1 Kilo auf $23\frac{1}{3}$ CMtr. verlängerte, fand ich die Fortpflanzungsgeschwindigkeit der in ihm in ähnlicher Weise erregten Wellen in Einer Sekunde $14,_{4175}$ Meter, also für Einen Meter = $0,_{0694}$ Sekunden.

---

§. 102.

Methode zur genaueren Bestimmung der Zeitverhältnisse der einzelnen Abschnitte an den Pulscurven mittels des Pendels und der Stimmgabel.

Ich habe für gewöhnlich, um die Zeitverhältnisse der Pulscurven zu bestimmen, dieselben in der Gestalt ausgemessen, wie dieselben erscheinen, wenn das Curventäfelchen sich in der Geschwindigkeit (99 MM. in 1 Sekunde) fortbewegt, welche dem Marey'schen Sphygmographen eigenthümlich ist (siehe pg. 77). Genauere Resultate kann man erzielen, wenn man dem Curventäfelchen eine grosse Geschwindigkeit verleiht und unter der verzeichneten Curve die Vibrationen einer Stimmgabel verzeichnen lässt. Um eine hinreichend schnelle Bewegung des Täfelchens zu erzielen, wandte ich mich dem Pendel zu, wie solches ja auch bereits von Ad. Fick*) und Wundt**) zur Aufzeichnung von Muskelzuckungen benutzt ist und von Helmholtz***) für andere physikalische Zwecke verwerthet wurde. Durch eine angebrachte Hemmung sorgt man dafür, dass das Pendel stets in derselben Amplitude schwinge. Bis zu dieser wird dasselbe erhoben und wenn Alles zum Schreiben der Pulscurve und der Stimmgabelschwingungen vorbereitet, lässt man es frei. Natürlich genügt die erste halbe Schwingung für das Aufzeichnen. Zeichnet man die Stimmgabelschwingungen unter die Pulscurve, so hat man sorgfältig darauf zu achten, dass der Anfangstheil beider Curven genau senkrecht unter einander liege. Denn die Bewegung des Pendels ist keine gleichmässige, sondern eine in der ersten Hälfte der Halbschwingung gleichmässig beschleunigte, in der zweiten Hälfte gleichmässig verzögerte. Die Vibrationen der Stimmgabel stehen daher am Anfange und am Ende der Tafel dichter aufgeschlossen, als in der Mitte. Daher muss ich dann den Anfang

*) Vierteljahrsschrift der Züricher naturforschenden Gesellschaft. 1862.

**) Untersuchungen zur Mechanik der Nerven und Nervencentren. 1871. pag. 6.

***) Verhandl. d. naturhist.-med. Vereins zu Heidelberg April 1869. (Heidelberger Jahrb. 1869 pag. 353.)

der Pulscurve ganz genau senkrecht über den Anfang der Zeitcurve setzen. Alsdann hat man nur nöthig abzulesen, wie viel Stimmgabelschwingungen (deren Zeit bekannt ist) auf diesen oder jenen Abschnitt der Pulscurve kommen. Aber auch hier ist sehr wohl zu beachten, ob man mit einem Sphygmographen arbeitet, der unter Bogenführung zeichnet, oder mit einem solchen, der senkrecht auf und nieder geht. Im ersteren Falle muss ich mit bogenförmigen Linien die zu einander gehörigen Stücke beider Curven abgrenzen, in letzterem Falle durch Senkrechte. (Vgl. pag. 77.)

Aber auch ohne Stimmgabelschwingungen ist man im Stande die Zeit für die einzelnen Curvenabschnitte, welche auf das Pendel geschrieben werden, zu berechnen.

Man kann nämlich für eine gewisse Amplitude die einem jeden Bogentheile der Pendelschwingung entsprechende absolute Zeit t von Grad zu Grad mittels der Legendre'schen*) Tafeln berechnen nach der Formel

$$t = \frac{T F\varphi\left(\frac{A}{2}\right)}{F\,90\left(\frac{A}{2}\right)},$$

worin A die Amplitude, T die Zeit einer Viertelschwingung bezeichnet und

$$\sin.\ \varphi = \frac{\sin.\ \frac{\alpha}{2}}{\sin.\ \frac{A}{2}}.$$

ist, wenn α denjenigen Bogengrad bezeichnet, für welchen man die verstrichene Zeit sucht, wobei diese von der Mitte des Schwingungsbogens an genommen ist.

Wundt hat für die Ausmessung seiner Muskelzuckungscurven sich theils der Legendre'schen Formeln, theils der messenden Stimmgabelschwingungen sich bedient und gibt an, dass beide

*) Traité des functions elliptiques. Tome II. Tabl. IX. pg. 292 ffg. cf. Wundt. L. c. pg. 10.

Methoden sehr genaue Uebereistimmung zeigen. Ich stimme ihm hierin bei.

Das von mir benutzte Pendel bestand im Wesentlichen aus einer langen Latte, welche an ihrem oberen Ende mittelst einer passenden Vorrichtung in einem Abstande von etwa 1 Fuss an der Wand meines Arbeitszimmers aufgehängt war, wobei möglichst die Reibung beschränkt wurde. Das untere Ende trug ein viereckiges Brett, auf welchem die berussten Papierstreifen passend befestigt wurden. Es ist zweckmässig, dieselben nicht unmittelbar auf das Brett zu heften, vielmehr erscheint es wünschenswerth, dass dieselben leicht gegen die Spitze des Sreibhebels des Sphygmographen federn. Dies erreichte ich dadurch, dass ich das am oberen Rande umgefaltete Papier etwa 2 Zoll vor dem Brette über einen auf demselben horizontal gespannten Faden hing und den unteren Rand des Papieres sich gegen zwei weiche vom Brette aus vorstehende Haarpinsel stützen liess. Auf diese Weise wird das Papier leicht federnd der Schreibspitze entgegengedrückt und beide bleiben in Berührung, wenn auch das Pendel oder die Spitze des Schreibhebels nicht absolut in einer Ebene schwingt.

Bis an die Hemmung konnte meine Pendel aus der senkrechten Ruhelage einen Ausschlag von 138 MM. machen und es vollführte innerhalb dieser Grenzen (276 MM.) eine halbe Schwingung in 1,333 Sekunden. So konnte ich für die Aufzeichnung einen Raum von reichlich 260 MM. auf dem Papiere gewinnen, auf welchem bei ruhigem Pulse ungefähr $1\frac{1}{4}$ Pulscurve Platz fanden.

So erzielte ich Curven von meiner eigenen Radialis, die ungefähr 29—30mal länger sind, als die auf dem Täfelchen des Marey'schen Sphygmographen verzeichneten. Für die Verzeichnung der Stimmgabel-Vibrationen benutzte ich eine Gabel in *a*, dem gewöhnlichen Stimmtone, der nach den Untersuchungen Savart 440 ganze Schwingungen in 1 Sekunde vollführt.

Ich will noch bemerken, dass die Aufzeichnung von Curven des Pulses und der Stimmgabel nicht ohne technische Schwierigkeiten ist, und selbst ein geschickter Experimentator macht viele vergebliche Versuche.

Wegen der grossen Streckung der Pulscurve erscheinen natürlich die einzelnen Abschnitte, welche besonderen Bewegungs-

phasen am Schlagaderrohre entsprechen, weit von einander abgesetzt und es geschieht nun die Bestimmung der entsprechenden Zeiten ganz einfach durch Zählung der der betreffenden Phase unterschriebenen Stimmgabelschwingungen 1 = $0,_{00227227}$ . . . Sekunde. Damit jedoch hier keine Irrthümer sich einschleichen, verweise ich nochmals auf das pag. 75 gegebene Capitel über die Construction und Ausmessung der Pulscurven.

So wäre denn in der That diese Methode möglichst tadellos zu nennen für die Bestimmung der Zeiten der einzelnen Phasen der Pulsbewegung. Und wenn sich durch dieselbe denn doch nur Werthe finden lassen, welche innerhalb gewisser, wenn auch sehr kleiner, Grenzen schwanken, so hat das einzig und allein darin seinen Grund, dass immerhin hie und da Zweifel aufsteigen können, von wo aus und bis wohin an den nur sanft ansteigenden Hügeln und den allmählich verflachten Thälern der langgezogenen Pulscurve man messen soll.

Ich finde an meinen Radial-Curven nun zuerst den aufsteigenden Schenkel, der hier in exquisiter Weise die S-förmige Gestalt zeigt (pag. 82). Ich zähle auf ihn im Mittel aus vielen Messungen 41 Vibrationen, d. h. er wird innerhalb $0,_{0931}$ Sekunden verzeichnet. Bei der mikroskopischen Ausmessung der Curven des Marey'schen Täfelchens (§. 106. unter Fig. 84) bestimmte ich die Zeitdauer für den aufsteigenden Curvenschenkel auf $0,_{0972}$ Sekunden; die Differenz beträgt also — $0,_{0041}$ Sekunden.

Zwischen dem Gipfel und dem Beginne der Rückstosselevation zeigen meine Curven eine deutliche Elasticitätsschwankung. Vom Gipfel der Curve bis zum Beginn letzterer zählte ich 32 Vibrationen entsprechend $0,_{0726}$ Sekunden und aus vier anderen Versuchungen im Mittel 29 Schwingungen = $0,_{0658}$ Sekunden.

Im Bereich der Elasticitätsschwankung vibrirte die Gabel im Mittel aus fünf Versuchen 59mal, entsprechend $0,_{1339}$ Sekunden; auf den aufsteigenden Theil kamen im Mittel $29,_5$ und ebensoviel auf den absteigenden Schenkel dieser Erhebung entsprechend $0,_{0692}$ Sek.

Ich bestimmte ferner die Zeit vom Beginne der primären Elevation bis zum Gipfel der Elasticitätsschwankung mit 103 Vibrationen im Mittel entsprechend $0,_{2338}$ Sek. ein Werth, welcher

durch die mikroskopische Methode (bei Fig. 84) auf $0,_{2052}$ erkannt wurde. Die Differenz ist also nur $0,_{0286}$ Sek.

In den Raum vom Beginn der Curve bis zum Beginn der Rückstosselevation fielen im Mittel aus sechs Beobachtungen 129 Vibrationen entsprechend einer Zeit von $0,_{3019}$ Sekunden.

Durch die electrisch-graphische Methode (pag. 186) habe ich hierfür einen Zeitraum von $0,_{3068}$ Sekunden gefunden. Die Differenz beträgt also nur $0,_{004}$ Sekunden.

Meine anderweitige mikroscopische Bestimmung ergab hierfür $0,_{3132}$ Sekunden, die Differenz bei beiden Beobachtungsmethoden war also nur $0,_{0122}$ Sekunden.

Das Spatium vom Beginn der Rückstosselevation bis zur Höhe desselben wurde an Mittel durch 48 Schwingungen ausgefüllt, entsprechend $0,_{1089}$ Sekunden.

Ferner ermittelte ich den Raum vom Beginn der Curven bis zur Höhe der Rückstosselevationen als mit 177 Vibrationen ausgefüllt, welche eine Zeit von $0,_{4108}$ umfassten. Nach der mikroskopischen Beobachtung hatte ich hierfür $0,_{3888}$ Sekunden ermittelt. Es handelt sich also hier um eine Differenz von $0,_{0220}$ Sekunden.

Vom Anfang der Curven bis zum Ende der Rückstosselevationen wurden 227 Vibrationen vollführt, welche $0,_{5152}$ Sekunden dauern. Die Differenz dieses Werthes mit dem durch die andere Methode erhaltenen von $0,_{5076}$ Sekunden beträgt nur $0,_{0076}$ Sekunden.

Ich will noch bemerken, dass die Messungen an vielen verschiedenen Curven ausgeführt wurden. Daher rühren die geringen Schwankungen der Zahl der Stimmgabelschwingungen innerhalb bestimmter Curvenabschnitte. Oft wurde an einer jeden nur ein oder zwei Werthe bestimmt, die besonders gut markirt erschienen. Stets wurde aus mehreren Messungen das Mittel gezogen.

Die beiden Methoden der Bestimmung mit der Stimmgabel und mit dem Mikroscope geben keine wesentlichen Differenzen, wie wir sehen und glaube ich daher der mikroskopischen Methode hinreichend Zutrauen schenken zu dürfen. Geringfügige Differenzen mussten schon eintreten, weil die Curven in beiden Fällen von un-

gleich grossen Individuen entnommen waren. Ich habe daher auch das Pendel und die Stimmgabel nur bei Bestimmung der Phasen der Radialiscurven zu Rathe gezogen. Für viele andere Schlagadern dürfte überdies die Methode auf grosse Hindernisse stossen. Immerhin halte ich für die sicherste Methode die der Bestimmung mittelst der Stimmgabel.

Wenn es als sicher zu betrachten ist, dass die Rückstosselevation einer reflectirten Welle ihren Ursprung zu verdanken hat, so ist es einleuchtend, dass sie denselben Gesetzen unterworfen ist, denen die Wellen überhaupt gehorchen. Da nun die Wellen sich in elastischeren Röhren langsamer fortbewegen, als in starreren, so wird man bei atheromatösen Arterien, entsprechend der Einbusse der Elasticität, auf ein früheres Eintreffen der Rückstosselevation rechnen können. Hier eröffnet sich für die Pathologie der Arterienerkrankungen ein weites interessantes Gebiet, auf welches ich nur hindeuten kann. Man wird aus dem Pulsbilde einen Einblick in den Grad der Entartung thun können, und dasselbe prognostisch (Apoplexie etc.) verwerthen können.

Aber auch innerhalb der physiologischen Grenzen wird mit dem Schwanken des Elasticitätsgrades der Schlagadern die Zeit für das Auftreten der Rückstosswelle variiren müssen. Ich erinnere hier an das, was Czermak über den verschiedenen Elasticitätsmodul des Schlagadergebietes der oberen und unteren Extremität mitgetheilt hat (§. 97,) und desgl. der Arterien der Kinder und der Erwachsenen.

Ich mache hier darauf aufmerksam, dass der Elasticitätsmodul der Arterienwandung sich ändern muss je nachdem die Muskelfasern derselben sich in krampfhafter Contraction befinden, wie zum Beispiel im Kältestadium der Febris intermittens, oder in paralytischem Zustande wie bei directer Läsion der vasomotorischen Nerven oder ihrer Centren, oder im Schweissstadium mancher Fieber bei grossem und weichen Pulse. Auch hier muss sich das Auftreten der Rückstosselevation zeitlich nach dem Elasticitätsgrade richten. Da die Grösse des intravasculären Druckes nach E. H. Weber (p. 98) jedoch nur einen sehr minimalen Einfluss auf die Fortpflanzungsgeschwindigkeit hat, so wird lediglich

ein stärkerer intraarterieller Druck wohl nur eine sehr geringe Differenz im zeitlichen Auftreten der Rückstosswelle bedingen.

Auch hier wird man sich gewiss mit Vortheil behufs Bestimmung kleiner Zeitabschnitte der Methode mittels des Pendels und der Stimmgabel bedienen.

---

§. 103.

Spezialuntersuchung der menschlichen Pulse.

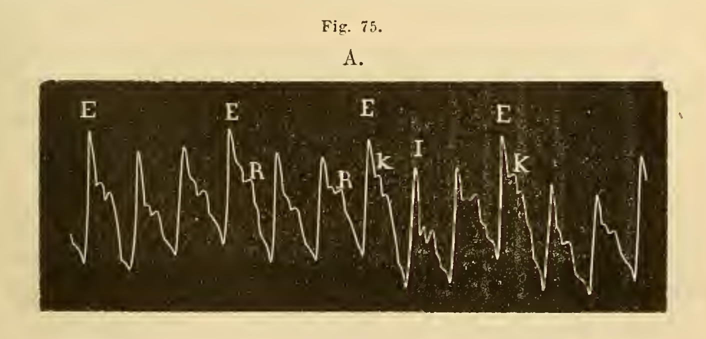
Die Pulscurve der Arteria carotis.

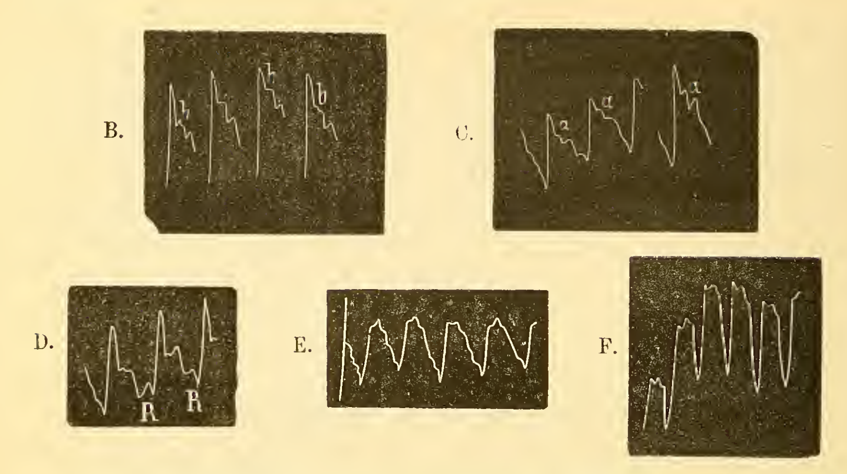
Die Pulscurve der Arteria carotis besitzt in manchen Beziehungen Eigenthümlichkeiten, welche dieselbe leicht von anderen Schlagadern-Curven unterscheiden lassen. Das starke Caliber des Gefässes und die grosse Nähe des Herzens machen es zunächst einleuchtend, dass die Curven relativ gross sind, und dass von den Bewegungen des Herzens sich Einzelheiten auf die Curven übertragen und sich an ihnen mit grosser Deutlichkeit ausprägen.

Der aufsteigende Schenkel der Curve ist sehr steil, weil durch die Contraction des linken Ventrikels die Arterienwand eine brüske Dehnung erfährt, er weicht ferner nur wenig von der ruhenden Bogenlinie ab und die den aufsteigenden Schenkeln überhaupt zukommende ʃ-förmige Gestalt ist sehr in die Länge gezogen.

Fig. 75.

A.





Die Curvenreihe A der vorstehenden Figur 75 zeigt diese Eigenthümlichkeit deutlich an, sie soll auch für die folgenden Mittheilungen Anhalt geben. Die Gipfel gut verzeichneter Curven sind spitz und mehr oder minder hoch hinaufragend. Im absteigenden Curvenschenkel treffen wir nun, von dem Gipfel beginnend, zuerst und zwar etwa an der Grenze des oberen und mittleren Drittels der Descensionslinie eine ziemlich stark markirte Erhebung (K K), die nach Form und Entstehungsweise der Carotiscurve etwas Charakteristisches giebt.

Es rührt nämlich diese Erhebung her von einer positiven Welle, welche, durch den klappenden Schluss der Semilunarklappen in der Aortenwurzel erregt, sich in die Carotis noch ziemlich ungeschwächt fortpflanzt. Es ist dies bis dahin übersehen worden Sorgfältige Vergleichung der Auskultationsphänomene am Herzen mit den Bewegungserscheinungen der Schlagader haben mich gelehrt, dass in der That diese Elevation darin ihren Grund hat. Es fällt nämlich der zweite Herzton mit dieser Elevation zeitlich zusammen (siehe oben pag. 85). Gestützt wird meine Ansicht aber noch durch einen anderen gewichtigen Umstand, dadurch nämlich, dass die hochgradigen Insufficienzen der Aortenklappen, entsprechend dem gestörten Spiele der Taschenventile, diese Erhebungen abortiv werden. Ich komme hierauf später nochmals zurück. Ich habe oben im §. 100 die Berechnung mitgetheilt, nach welcher die Semilunar-

klappen der Aorta bei ruhigem Pulse eines Erwachsenen im Mittel $0,_{227}$ Sekunden offenstehen. So lange dauert also das Einströmen des Blutes in die Aorta, so lange ist demnach also der eigentliche systolische Theil der Curve zu setzen. Mit dem Schluss der Semilunarklappen beginnt der diastolische Theil der Arterienpulscurve. Ich habe soeben von jener Elevation in der Carotiscurve gesprochen, welche durch den Schluss der Semilunarklappen bedingt sei. Meine Annahme, dass diese wirklich darin ihren Grund hat, wird durch die Messung bestätigt. Ich finde nämlich an einer sehr correcten Carotiscurve, in der die Elevation besonders scharf ausgedrückt ist, die Zeit, welche verstreicht vom Beginn der Curve bis zum Beginn der Klappenschlusselevation $= 0,_{232}$ Sekunden. Die Differenz mit obiger Zahl $0,_{227}$, nämlich $0,_{005}$ ist sehr geringfügig, sie erscheint noch um so mehr verschwindend, wenn ich hinzufüge, dass beide Messungen von zwei verschiedenen, allerdings gesunden Erwachsenen mit ruhigen Pulsen herrühren. — Noch weiter abwärts, meist jedoch noch oberhalb der Mitte des absteigenden Curvenschenkels erscheint eine meist grössere Erhebung als die vorige (R. R.): dies ist die erste Rückstosselevation. Sie kommt zu Stande, hier wie in den andern Schlagadern, durch das Zurückprallen einer positiven Welle von den bereits geschlossenen Semilunarklappen. Die beiden Erhebungen dürfen ja nicht mit einander rücksichtlich ihrer Entstehung verwechselt werden: beide haben in den Semilunarklappen ihre Producenten, aber jede in sehr verschiedener Weise. Die beiden Elevationen K K und R R sind an solchen Curven, welche während der Exspirationsphase (E E) registrirt worden sind, durch einen grösseren Zwischenraum (nicht Zeit) getrennt, als während des Inspiriums (J).

Zeichnet man mit minimaler Reibung und gelingt es dabei gute Curven zu erlangen, so erkennnt man oft, dass beide besprochenen Elevationen noch eine Eigenthümlichkeit aufweisen. In der Curvenreihe B sehen wir, dass die obere Elevation noch einen kleinen Zackenaufsatz b b b trägt, und in der Reihe C weist die Rückstosselevation bei a a etwas Aehnliches nach. Ich halte dafür, dass diese zwar kleinen, aber keineswegs etwa zufälligen

*) Im Holzschnitte ungenügend wiedergegeben.

Bildungen, herrühren von den Elasticitätsschwankungen, welche die gespannte elastische Gefässwand vollführt.

Nach vollführter Rückstosselevation R sinkt der absteigende Curvenschenkel anfangs ziemlich steil abwärts, etwa so weit, wie der Abstand der oberen Elevation von dem Gipfel der Curve misst, alsdann wird das Abfallen wieder schräger und man erkennt nun an guten Curven noch drei kleinere Erhebungen, welche in diesem schrägeren Theile des Curvenschenkels ihren Sitz haben bis zum Fusspunkte des letzteren. Man erkennt meist schon deutlich, dass die letzte von diesen die grösste ist, während die beiden ersteren ziemlich gleich in Grösse erscheinen. Dieser Umstand legt schon die Vermuthung nahe, ob nicht etwa die letztere anderen Ursprungs sein möge, als jene. Und in der That, so ist es. Die letzte Elevation nämlich ist die zweite Rückstosselevation, die unter Umständen, wie in den beiden Curven D besonders deutlich ausgeprägt sein kann, und deren Entstehen durchaus ähnlich ist dem der ersten Rückstosselevation. (cf. §. 65. p. 187.) Die beiden kleineren Erhebungen endlich, welche der letztgenannten voraufgehen, sind wiederum Elasticitätsschwankungen.

Wir sehen somit, dass die normale Carotiscurve in ihrem absteigenden Schenkel Elevationen aufweist, welche drei ganz verschiedenen Ursachen ihre Entstehung verdanken: nämlich Eine Elevation durch den klappenden Schlag der Aortenklappen hervorgebracht, zwei Rückstosselevationen und endlich vier Elasticitätsoscillationen.

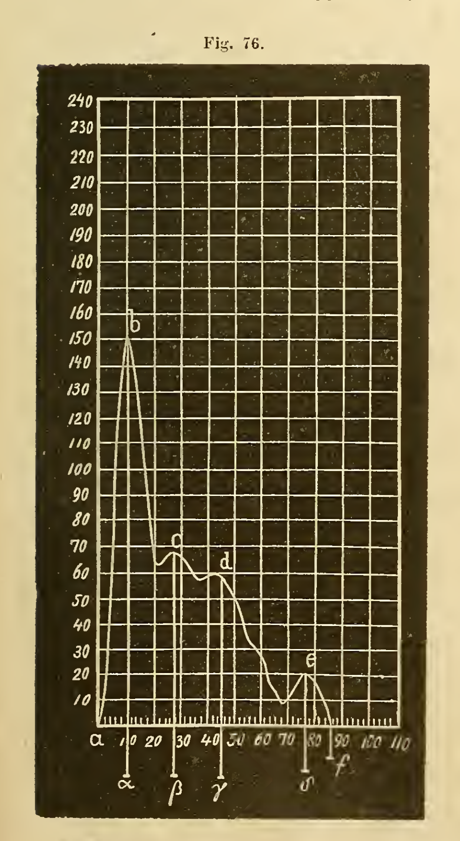
Bei starken und straffen Bedeckungen der Carotis kommt es vor, dass die primäre Curvenspitze sich nicht völlig ausbilden kann.

Unter diesen Verhältnissen rückt dann die erste Elevation höher an dem Gipfel hinan, wie es die vorstehende Fig. B. p. 272 zeigt, an welcher auch der Einfluss der Respirationsphasen deutlich erkannt werden kann. Ja es kommt unter dem Einflusse dieser Bedingungen nicht selten vor, dass die besagte oberste Elevation so hoch hinaufrückt, dass sie sogar höher als die Spitze der primären Elevation zu liegen kommt, und die Curve somit das Bild eines Anakrotismus darbietet, wie in der Reihe E der vorher-

gehenden Figur 75 sich zu erkennen giebt. Mitunter rückt dann unter diesen Verhältnissen die Rückstosselevation, wie in F, noch dazu hoch gegen den Gipfel empor. Selbstverständlich ist dies aber ein Pseudo-Anakrotismus. Sehr wohl von den letzteren ist der echte Anakrotismus der Carotidencurve zu unterscheiden, welche bei alten Leuten unter dem Einflusse atheromatöser Entartung der Adergewebe in schöner Entfaltung zur Beobachtung kommen kann und von denen uns Alb. Eulenburg*) schlagende Beispiele mitgetheilt hat.

Ich lasse hier im Folgenden eine Anzahl Messungen folgen, welche von der Carotiscurve einer gesunden jungen etwas unter mittelgrossen Frau entnommen sind, bei welcher sich die Curven besonders ausdrucksvoll verzeichnen liessen. Die Ausmessung geschah unter einem scharf definirenden Hartnack'schen Mikroscope mittels Ocularmikrometer, von dem ein Raum 0,$_{0714}$ Mill mass, was einer Zeit von 0,$_{0108}$ Sekunden entsprach. Natürlich geschah die Ausmessung mittels eines Kreisbogen-Ordinatenlineals, wie ich es im allgemeinen Theile (pag. 78) beschrieben haben. Es wurden nicht allein die Abscissen, sondern auch die Ordinaten für die wichtigsten Punkte der Curve bestimmt. Sind die Masse einmal gewonnen, so kann man alsdann die Curve leicht mit senkrechten, geraden Ordinaten in beliebiger Ver-

Fig. 76.



*) Sphygmographische Untersuchungen über den Carotispuls im gesunden und kranken Zustande. Virchow's Archiv Bd. 45. Tafel V. Figur 27 und 28.

grösserung aufzeichnen, indem man für den Einheitsraum des Ocularmikrometers ein entsprechendes beliebig grosses Einheitsmass annimmt. Ich habe in dieser Weise die vorstehende besonders gut gezeichnete und genau gemessene Carotiscurve nach der microscopischen Ausmessung mit senkrechten Ordinaten ausgeführt, um beispielsweise ein vergrössertes Schema dieses Pulscurvenbildes zu geben. Siehe Figur 76.

In der vorstehenden Curve maass:

$a\alpha = 10$ — 0,108 Sekunden entsprechend,
$a\beta = 27$ — 0,291 „ „
$\alpha\beta = 17$ — 0,184 „ „
$a\gamma = 44$ — 0,475 „ „
$\alpha\gamma = 34$ — 0,367 „ „
$a\delta = 76$ — 0,821 „ „
$\alpha\delta = 66$ — 0,713 „ „
$\gamma\delta = 32$ — 0,346 „ „
$af = 86$ — 0,929 „ „
$\alpha f = 76$ — 0,821 „ „

$b\alpha = 153$; $c\beta = 68$; $d\gamma = 60$; $e\delta = 21$.

Für eine Reihe anderer Curven war die Maassbestimmung folgende:

$a\alpha$	$a\beta$	$\alpha\beta$	$a\gamma$	$\alpha\gamma$	af	γf	αf
7	26	19	42	35	78	36	71
8	25	17	40	32	81	41	73
10	30	20	44	34	87	43	77
10	28	18	41	31	78	37	68
9	30	21	43	34	88	45	79
10	28	18	42	32	81	39	71
11	29	18	43	32	85	42	74
9	28	19	42	33	85	43	76
9	26	17	43	34	83	40	74
9	26	17	42	33	89	47	80
8	28	20	43	35	89	46	81

$a\alpha$	$a\beta$	$\alpha\beta$	$a\gamma$	$\alpha\gamma$	af	γf	αf
9	25	16	40	31	80	40	71
$8,_5$	27	$17,_5$	43	$33,_5$	86	$43,_5$	$77,_5$
9	29	20	43	34	93	50	84
10	28	18	45	35	86	41	76
9	28	19	42	33	85	43	76
7	25	18	39	32	80	41	73
8	24	16	43	35	80	37	72
8	24	16	41	33	87	46	79
9	25	16	40	31	81	41	72
9	26	17	42	33	85	43	76

Auch hier beträgt $1 = 0,_{0714}$ MM., entsprechend $0,_{0108}$ Sekunden.

Für eine weitere Anzahl von Curven habe ich sogleich die Zeiten berechnet wie folgt:

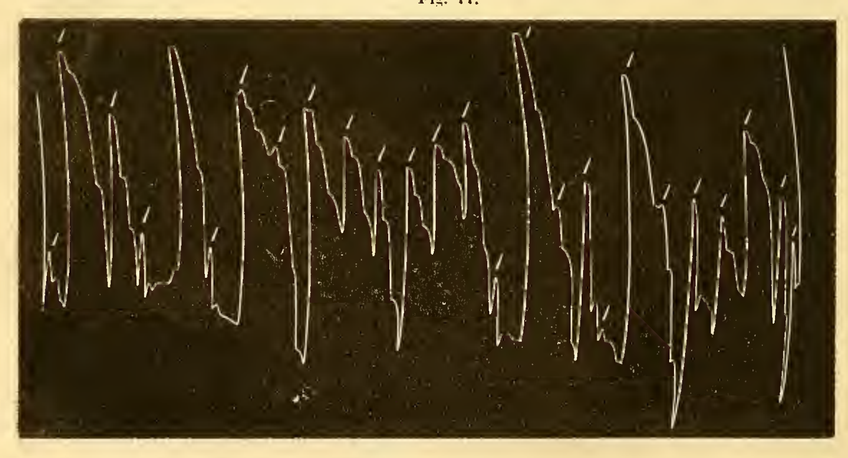
$a\alpha$	$a\gamma$	$\alpha\gamma$	af	αf
0,065 Sek.	0,410	0,335	0,788	0,723
0,070 „	0,388	0,356	0,756	0,686
0,065 „	0,432	0,367	0,798	0,733
0,070 „	0,388	0,356	0,798	0,728
0,076 „	0,399	0,323	0,808	0,732
0,065 „	0,367	0,302	0,702	0,637
0,070 „	0,378	0,308	0,756	0,686
0,070 „	0,378	0,308	0,702	0,632
0,076 „	0,410	0,334	0,918	0,842
0,087 „	0,443	0,356	0,918	0,821

Im Mittel aus 30 Curvenausmessungen von derselben Person fand ich, dass bei einer Pulsfrequenz von $68,_9$ Schlägen in der Minute, wobei auf einen Schlag $0,_{870}$ Sekunden (= $80,_6$ des Ocularmikrometers) kommen, der aufsteigende Curvenschenkel zu seiner Entwickelung $0,_{0864}$ Sekunden braucht (= $8,_{02}$ des Okularmikro-

meters), und dass es vom Beginne der Pulserhebung bis zum Gipfel der Rückstosselevation $0,_{437}$ Sekunden bedarf (= $40,_{5}$ des Okularmikrometers). Ich muss hier besonders noch bemerken, dass diese Zahl nicht im Widerspruche steht mit der kleineren (pag. 184) gegebenen. Bei jener war ja die Zeit für die Entwickelung des aufsteigenden Curvenschenkels vom Fusspunkte bis zum Niveau der Rückstosselevation, welches bei der Carotiscurve sehr hoch liegt, nicht mit berechnet. Dort handelte es sich nur um vergleichbare Werthe der verschiedenen Curven unter einander bis zur Höhe jenes Niveaus.

Ist die Pulsfrequenz bedeutend gesteigert und zugleich die Menge des mit jeder Systole in das Aortensystem geworfenen Blutes gering, so erkennt man mitunter anstatt der beiden Elevationen am absteigenden Curvenschenkel nur eine, es scheint mir, als ob in diesen Fällen die durch den Klappenschluss bedingte Elevation mit der Rückstosselevation nicht zeitlich, aber örtlich d. h. in derselben Höhe des absteigenden Curvenschenkels vereinigt auftreten. Die vorhergehende Figur bei D zeigt uns, dass auch bei normalen Curven dieses örtliche Zusammentreffen mitunter beinahe statthaben kann.

Fig. 77.

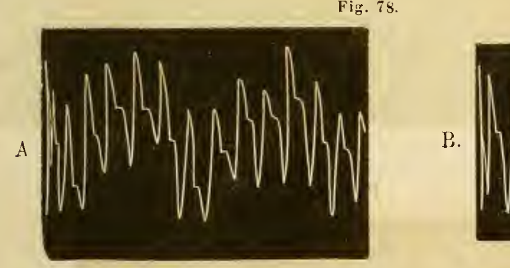


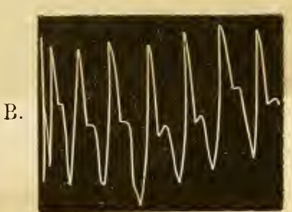
Ich füge Fig. 78. eine Curvenreihe ein von einem hochgradigen Morbus Basedowii (Mädchen Salomon), der auf der hiesigen me-

dicinischen Klinik behandelt wurde. Neben der gesteigerten Pulsfrequenz bestand beträchtlicher Exophthalmus und Struma. Der Puls war, wie auch die Curve zeigt, sehr beschleunigt, im Uebrigen aber bestand kein Fieber. Die Curvenreihe A ist von der rechten Carotis entnommen und zeigt die vorhin erwähnte Eigenthümlichkeit. Die stark pulsirende Kropfgeschwulst zeigte ganz analoge pulsatorische Bewegungen und ich habe von derselben die Curvenreihe B entnommen. Es wurde bei der Darstellung derselben der Sphygmograph mitten auf die Struma gesetzt. Da die Pulsfrequenz während der Aufnahme dieser Curve etwas geringer war, so fielen die Einzelpulse etwas grösser aus.

Beim Pulsus irregularis, bei welchem grössere und kleinere Systolen in ungleichen Zwischenräumen auf einander folgen, sehen wir vornehmlich an den grossen, dem Herzen nahe liegenden Schlagaderstämmen, diese Ungleichmässigkeit ausgeprägt, so auch an der Carotis.

Fig. 78.





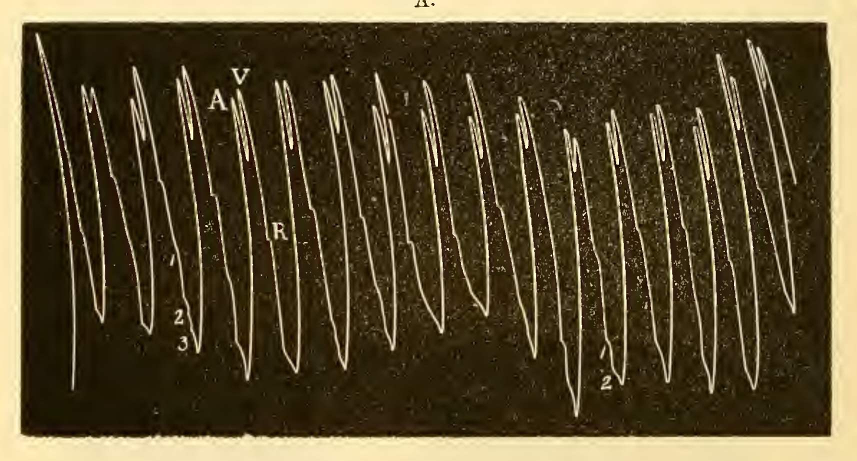
Die vorstehende Figur 77 gibt uns ein treues Bild einer solchen Curvenreihe. Hier kann es nicht selten schwer sein, an den Einzelcurven sich zu orientiren, zumal wenn zu der Ungleichheit der Curven noch starke Respirationsschwankungen hinzukommen. Ich habe an der vorstehenden Curvenreihe die Spitze jeder Curve, dort wo also der systolische Theil der Curve aufhört, mit 1 bezeichnet.

Besondere Beachtung verdient noch die Carotiscurve bei Insufficienz der Aortenklappen. Will man bei Herzfehlern, — und es ist entschieden darauf hin zu rathen — überhaupt Pulscurven mit zur Vervollständigung des Krankheitsbildes, ja

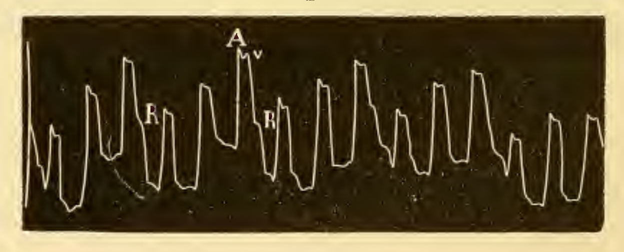
unter Umständen mit zur Sicherheit der Diagnose, in Anwendung ziehen, so rathe ich, wo es angeht, stets die Carotis zu nehmen, desshalb nämlich, weil offenbar Störungen und Abweichungen der normalen Herzaction sich viel ungeschwächter und deutlicher in nahen Arterien, als in entfernt vom Herzen liegenden zu erkennen geben werden.

Fig. 79.

A.



B



Ich beabsichtige nicht, an dieser Stelle über den Anakrotismus der Carotiscurve bei Insufficienz der Aortenklappen zu reden, da ich diesen Gegenstand schon im Vorhergehenden (§. 90. p. 262 ffg.) besprochen habe, ich will nur über die Einzelheiten im absteigenden Curvenschenkel Erläuterungen geben.

Die gegebene Figur 79 A. rührt her von einem Manne mit

hochgradiger Insufficienz der Aortenklappen verbunden mit bedeutender Hypertrophie und Dilatation des linken Ventrikels. Die andere Figur 79 B. dagegen gehört einem Manne an, bei welchem die Erscheinungen weniger hochgradig, aber doch deutlich waren, zugleich bestand dei diesem Individuum Verfettung der Herzmuskulatur. Vergleichen wir diese Curven mit der normalen, so erkennen wir zuerst im absteigenden Curvenschenkel, dass die erste (von der Spitze aus gezählte) Elevation, welche wir als durch den klappenden Schluss der Semilunarklappen hervorgebracht annehmen, fehlt. Es ist dies ganz natürlich, denn wo ein reguläres Klappenspiel fehlt, wo vielleicht nur retrahirte Reste hin und her schwanken, wird auch eine Elevation, wie die normale Curve sie aufweist, nicht zu Stande kommen können. Es fällt uns ferner auf, dass die Rückstosselevation (*R R*) auffallend klein ist, trotz der bedeutenden Grösse namentlich der Figur 79 A. Auch das ist natürlich, denn wo kein geschlossenes Hinderniss ist, kann auch kein prompter Rückstoss erfolgen. Man wird vielleicht fragen, weshalb fällt denn aber die Rückstosselevation nicht vollständig aus, da ja doch die Klappenschlusserhebung mangelt? Die Frage findet ihre genügende Beantwortung darin, dass statt der defecten Klappen die dem Conus arteriosus gegenüberstehende Ventrikelwand, allerdings weniger exact, der centralwärts laufenden Welle zum Rückpralle dienen kann. Weniger exact, denn diese Wand ist uneben, sie steht schräg gegen die Aortenmündung, und sie weicht vor der andrängenden Welle zurück, weil in der Diastole sich der Ventrikel erweitert. Das sind die Gründe dafür, dass trotz der hohen Pulswelle die Rückstosselevation so sehr klein ausfällt. Im unteren Theile des absteigenden Curvenschenkels treten uns endlich einige Elasticitätsschwankungen entgegen (1, 2, 3) die, wenn nicht atheromatöse Entartung die Elasticität der Gewebe der Schlagaderwand vernichtet hat, im Allgemeinen mit denen der normalen Pulscurve in Uebereinstimmung sich befinden. Eine zweite Rückstosselevation, welche ich an der normalen Carotiscurve oft so sehr deutlich nachweisen konnte, (p. 316 Fig. 75 D, *R R*) vermag ich nicht aus den unteren kleinen Elevationen heraus zu erkennen.

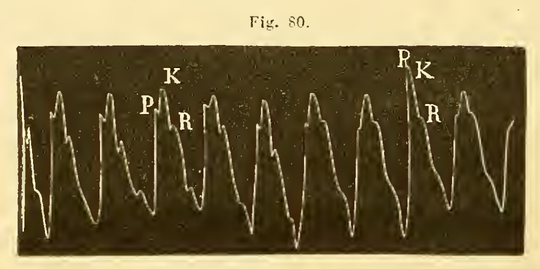
---

§. 104.

Die Pulscurve der Arteria subclavia.

Wenn wir bedenken, dass die Arteria subclavia, dort wo wir dieselbe oberhalb der Clavicula, nachdem sie die oberste Rippe passirt, mit dem Sphygmographen erreichen können, ungefähr gleich weit vom Herzen entfernt ist, als die Carotis, und mit letzterer ungefähr gleiches Caliber hat, so wird es uns nicht auffallen, dass die Pulscurve der Subclavia in vielen Stücken Aehnlichkeit hat mit der der Carotis.

Fig. 80.



Im Allgemeinen ist es schwierig, gute Pulsbilder an unserem Gefässe zu erzielen, es eignen sich überhaupt wohl nur dazu magere langhalsige Individuen mit herabgesunkenen Schultern; und auch an diesen wird man oftmals vergebens arbeiten. Die gegebene Curve ist von dem rechtsseitigen Gefässe eines Mädchens entnommen. Die Curven erscheinen, mit Ausnahme der vorletzten, anakrot. Allein sie sind nur pseudoanakrot, vielmehr den Carotiscurven *F* Figur 75 zu vergleichen. Die eigentliche Curvenspitze liegt bei *P*, es bildet dieses *P* in der vorletzten Curve auch wirklich die höchste Spitze der Curve.

Der gezeichnete Curvengipfel (*K*), der nur in der vorletzten Curve niedriger als *P* liegt, ist hervorgebracht durch den Schluss der Semilunarklappen. Im absteigenden Curvenschenkel treffen wir dann die Rückstosselevation (*R*) hoch gegen die Spitze hinaufgerückt, wie es sich für eine dem Herzen so nahe liegende Arterie nicht anders erwarten lässt. An diese letztere schliessen sich dann wenig bestimmt erkennbare Schwan-

kungen, hervorgerufen durch die Oscillationen der elastischen Arterienwandung.

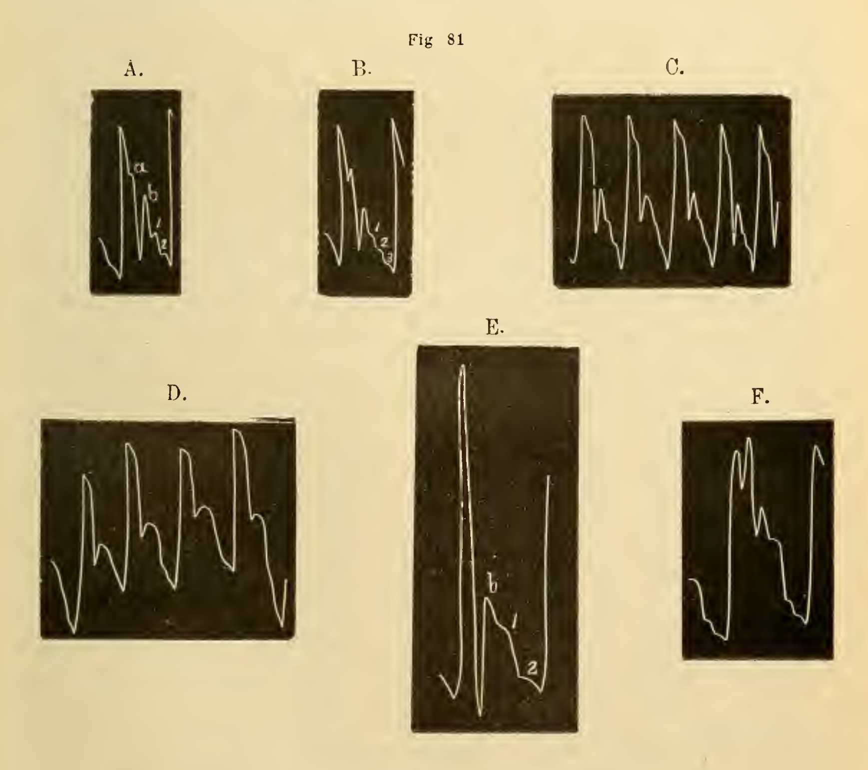
---

§. 105.

Die Pulscurve der Arteria axillaris.

Die Curve der Arteria axillaris zeigt uns an gut verzeichneten Exemplaren die characteristischen Elevationen der Pulscurve mit grosser Schärfe. Ich füge hier als Beispiel die Curven von einem jugendlichen Manne an.

Fig 81



Die Curven *A*, *B* und *C* können als normale, gut verzeichnete Axillariscurven betrachtet werden. Der aufsteigende Schen-

kel ist steil, oft sehr hoch und nur wenig von der ruhenden Bogenlinie abweichend. Der Gipfel zeigt sich als spitze Zacke, hinter welcher der absteigende Schenkel der Curve zuerst eine kurze Strecke lang niedersinkt. Alsdann erhebt sich der Schreibhebel wieder zur Verzeichnung einer nur niedrigen Elevation (*A*, *a*). Diese letztere hat ihren Grund in dem prompten Schluss der Semilunarklappen der Aorta, ist also zu vergleichen mit der analogen Elevation, die wir an der Carotis und Subclavia bereits angemerkt haben.

An einer tadellosen Axillariscurve finde ich, dass vom Beginne derselben bis zum Anheben jener Klappenschlusselevation $0,_{2268}$ Sekunden verstreichen. Nach den im §. 100. gegebenen Berechnungen stehen nun aber die Semilunarklappen $0,_{227}$ Sekunden offen, diese Zeit dauert also das Einströmen des arteriellen Blutes. Da somit hier nur eine wirklich äusserst geringe Zeitdifferenz vorliegt, so stützt unzweifelhaft die in §. 100. p. 307 gegebene Berechnung unsere Annahme, dass die erste Elevation im absteigenden Schenkel durch den Klappenschluss in der Aortawurzel hervorgerufen sei.

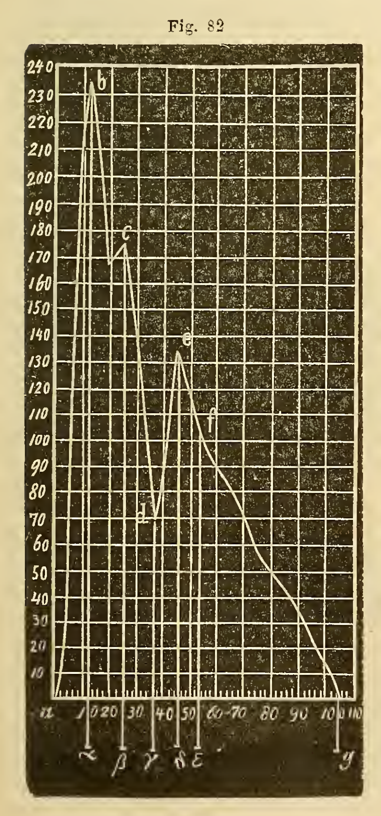
Nach dieser Elevation sinkt der Schreibhebel tiefer abwärts und es beginnt alsdann die grosse Rückstosselevation, die meisthin etwa bis zur Mitte der gesammten Curvenhöhe hinaufreicht. Ist die Curve leicht, ohne starke Reibung aufgeschrieben, so trägt die Rückstosselevation oben eine hervorragende Spitze (*A*, *b*). Von letzterer fällt nun der übrige Theil des absteigenden Curvenschenkels schräg ab und zeigt im Niedergehen entweder noch 2 oder selbst 3 kleinere Elevationen, die ich als Elasticitätselevationen auffasse. Zwei der letzteren bietet die Curve *A* bei 1 und 2 dar, drei die Curve *B* bei 1, 2 und 3. Auch in den Curven *C* wird man Aehnliches leicht wierder erkennen.

Sehr leicht kommt es, dass die Curve mit zu grosser Reibung aufgenommen wird, wie in *D*, und alsdann verwischen sich manche Einzelheiten. Die Spitze der Curve wird alsdann abortiv und bis zur ersten Erhebung *a* (*A*) niedergedrückt, wodurch der Gipfel ein abgestutztes Ansehen gewinnt. In gleicher Weise verhält es sich mit der Spitze der Rückstosselevation *b* (*A*), und

auch die Elasticitätsschwankungen im unteren Theile des absteigenden Schenkels verlieren an Schärfe.

Ich füge meinen gut verzeichneten Axillariscurven *A*, *B*, *C* eine künstliche Curve *E* hinzu, welche ich an einem nicht verzweigten, einfachen elastischen Schlauche verfertigt habe. Die Elevation *a* (*A*) ist an derselben nicht ausgeprägt, weil ich den Klappenschluss nicht in der Weise in meinem Versuche nachgemacht habe, wie er in der Aorta vor sich geht. Dagegen hält, wie ein Blick lehrt, die Rückstosselevation *b* und das folgende Paar der Elasticitätsschwankungen (1, 2) recht gut einen Vergleich aus mit den analogen Gebilden in *A*, nämlich mit *b* und 1, 2. Die vom einfachen Rohre entnommene Curve *E* soll es uns nahe legen, dass recht gut in der Axillariscurve die einzelnen Elevationen dem Gefässrohre selbst eigenthümlich sein können, und dass man nicht etwa daran zu denken brauche, dass von anderen Gefässstämmen aus Schankungen in das Axillarisrohr hinein übertragen werden. (cf. §. 92. p. 266 ffg.)

Fig. 82



Die zweite künstliche Curve *F*, die ich hinzufüge, die ebenfalls am einfachen ungetheilten Schlauche dargestellt ist, gleicht mehr der Curvenreihe bei *C*. Die Gipfelzacke dieser Curve *F*, rührt, was ich besonders bemerken will, damit man sie nicht verwechsele mit *a* (*A*), her von anakroter Schwankung in Folge längerer Dauer des systolischen Einströmens.

Ich habe nebenstehende, besonders gut verzeichnete Curve unter dem Mikroskope ausgemessen und nach den gewonnenen Maassen mit senkrechten geradlinigten Ordinaten aufgetragen in vergrössertem Maassstabe.

Auch hier war 1 Theil des Okularmikrometers = $0{,}_{0714}$ MM., entsprechend $0{,}_{0108}$ Sekunden. Es wurde bestimmt:

$a\alpha$ = 12; — $0{,}_{129}$ Sekunden,
$a\beta$ = 25; — $0{,}_{270}$ „ ,
$\alpha\beta$ = 13; — $0{,}_{140}$ „ ,
$a\gamma$ = 37; — $0{,}_{392}$ „ ,
$a\delta$ = 45; — $0{,}_{486}$ „ ,
$\alpha\delta$ = 33; — $0{,}_{356}$ „ ,
ag = 104; — $1{,}_{123}$ „ ,

$b\alpha$ = 235; — $e\delta$ = 135.

Behufs Aufnahme der Axillariscurve lagere ich das betreffende Individuum horizontal auf einen grossen Tisch, und lasse den Arm hoch gegen den Kopf hinauf erheben.

Der Sphygmograph wird an der seitlichen Grenze des Achselhaarwuchses angelegt, an der bekannten Unterbindungsstelle.

---

§. 106.

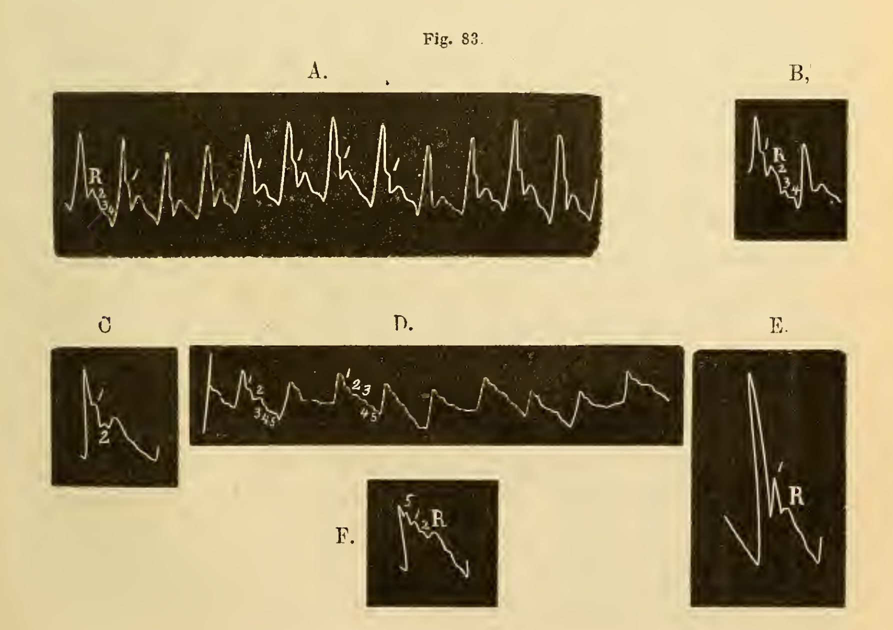
Die Pulscurve der Arteria radialis.

Die Pulscurve der Arteria radialis ist unzweifelhaft am häufigsten untersucht worden, ja häufiger, als die Curven aller anderen Schlagadern des menschlichen Körpers zusammengenommen. Die meisten, von practischen Medizinern ausgeführten Pulsuntersuchungen beziehen sich lediglich auf die Radialcurve, ja ganze Werke, wie das von Marey und Lorain sind lediglich ihr gewidmet. Der Grund hierfür liegt einmal darin, dass man seit Alters bei Pulsbestimmungen stets zur Radialis gegriffen hat, sodann liegt ein zweiter Grund darin, dass in der That die Art. radialis wegen ihrer äusserst bequemen Lage besonders zu Versuchen einladen musste. Endlich sind manche Sphygmographen lediglich für diese Schlagader allein ursprünglich hergerichtet worden, namentlich der verbreiteste von allen, der Marey'sche. Trotz der bedeutenden Anzahl von Einzeluntersuchungen über die Puls-

curve der Art. radialis im gesunden und kranken Zustande, ist bis dahin die richtige Deutung des Curvenbildes allen anderen Forschern entgangen. Das macht jene Untersuchungen aber nicht werthlos; im Gegentheile, sobald nur erst der Schlüssel gefunden ist in dem Gesetze, nach welchem die Einzelbewegungen an der Schlagader vor sich gehen, dann öffnet sich das Thor für die richtige Erkenntniss. Die uns überlieferten Curvenbilder sind in den verschiedenen Werken und Abhandlungen von sehr verschiedenem Werthe. Sehr viele sind unbrauchbar, weil dieselben mit zu grosser Reibung aufgenommen sind, und desshalb zarte Details nicht zum Ausdruck gelangt sind. Weitaus die beste Arbeit ist die von O. J. B. Wolff, als Theil seines Buches „Charakteristik des Arterienpulses". Leipzig 1865.

Die Pulscurve des normalen Radialpulses kann zwar in ihrer äusseren Gestaltung gewisse Abweichungen zeigen, allein diese beziehen sich eigentlich nur auf die Grösse der einzelnen Curventheile, nicht eigentlich auf die numerischen und zeitlichen Verhältnisse derselben, wie die nachfolgenden Besprechungen lehren werden.

Fig. 83.



Beginnen wir unsere Untersuchungen mit der normalen Radialcurve des mittelgrossen gesunden Mannes-Pulses, Figur 83 A. Die Curvenreihe stammt von demselben jungen Mann, dessen Axillaris-, Femoralis- und Pediae-Curve ich mitgetheilt habe. Der aufsteigende Curvenschenkel ist relativ gross, steil ansteigend, der Gipfel spitz. Der absteigende Curvenschenkel fällt zuerst in Form einer geraden Linie ziemlich steil hinab, nicht bis zur Mitte der Curvenhöhe. Hier angelangt (bei 1) erleidet der absteigende Schenkel eine Unterbrechung, der Schreibhebel wird zur Verzeichnung einer kleinen Ascension erhoben. Der aufsteigende Schenkel dieser letzteren ist nur kurz und meist so wenig erhoben, dass der Zug der Curve an dieser Stelle noch ein niedersteigender bleibt, wie es auch unsere Curven bei 1,1, zeigen. Mitunter stehen die kleinen Erhebungen jedoch auch mit ihren Spitzen nach Oben hervor. Dass ist indessen kein wesentlicher Unterschied. Diese kleinen Elevationen sind die ersten Elasticitätsschwankungen im absteigenden Curvenschenkel. Nach Ausbildung dieser fällt der Schreibhebel wiederum ziemlich steil eine Strecke weit abwärts, bis zu einer Höhe, welche mehr oder weniger im Niveau der Grenze des unteren und mittleren Drittels der gesammten Curvenhöhe belegen ist. An dieser Stelle tritt im absteigenden Curvenschenkel nicht selten, aber keineswegs stets ausgeprägt, eine zweite kleine Erhebung auf (*C*, 2), deren Schenkel annähernd gleich lang sind und deren Spitze ziemlich stumpf erscheint. Das ist die zweite Elasticitätsschwankung der Radialcurve, die indessen je nach dem Grade der Spannung der elastischen Arterienwandung auch nicht zur Ausbildung zu kommen braucht. Hierauf steigt nunmehr die Spitze des Schreibhebels zur Verzeichnung eines grossen stumpfen Hügels in die Höhe (*A* und *B*, *R*), dessen auf- und absteigender Schenkel schräger sind, als die analogen Theile des Gipfels der Curve. Dies ist die Rückstosselevation der Radialiscurve, welche in bedeutendem Maasse entwickelt, zur Bildung des Pulsus dicrotus Veranlassung gibt. (p. 205.) Der absteigende Schenkel der Rückstosselevation sinkt kaum so tief abwärts, als wo der aufsteigende derselben angehoben hat, und nun geht in viel schrägerem Zuge der Curvenschenkel bis zum Fusspunkt der nächstfolgenden Curve

abwärts. Auf diesem seinem letzten Gange finden wir, je nach der Zeit, welche für die Entwickelung der Einzelcurve gegeben ist, meist noch 3 kleinere Elevationen vor, von der Gestalt kleiner sanfter Wellenzüge (in *A* und *B* bei 2, 3, 4). Das sind die letzten Erscheinungen an der Radialcurve des mittelgrossen Mannes, — das sind die dritte, vierte und fünfte Elasticitätsschwankung der Gesammtcurve.

Bei kräftigen kleineren Männern mit straffer Faser und ziemlich entwickelter Fettschicht treffen wir meist einen Puls an, wie ihn die Curvenreihe *D* zeigt. Die aufsteigende Linie ist kürzer und muss, weil für diese kurze Linie dieselbe Zeit zur Aufzeichnung gegeben ist, wie für die längere der erstbezeichneten Pulsvarietät, — sie muss schräger erscheinen. Der Gipfel der Curve ist stumpf; der absteigende Schenkel sinkt schräger, als der aufsteigende, abwärts bis zum unteren Ende des oberen Drittels oder Viertels der Curvenhöhe. Dann tritt (*D*, 1) eine kleine Elevation hervor, mitunter auch zwei, welche durchaus den mit 1 und 2 in *A* und *C* bezeichneten Elevationen der mittelgrossen Mannescurven entsprechen. Alsdann kommt es zur Bildung der Rückstosselevation (*D*, 2), welche in der Regel allerdings die vorhergehenden Erhebungen an Grösse übertrifft, mitunter jedoch auch kaum durch Grösse sich vor ihnen auszeichnet. Nach der mit 2 bezeichneten Rückstosselevation erscheinen in dem schräg abfallenden Curvenschenkel weiterhin noch 2—3 wellenförmige niedrige Elevationen, welche in *D* mit 3, 4, 5 bezeichnet sind. Das sind die letzten Elasticitätselevationen der Curve. Schon O. J. B. Wolff hat darauf aufmerksam gemacht, und ich kann es vollständig bestätigen, dass nach längerer Application des Sphygmographen die kleine Mannespulscurve allmählich sich zu einer mittelgrossen, ähnlich der Reihe *A* umgestalten kann. Nach meiner Ansicht handelt es sich hierbei um eine reflectorische Thätigkeit im Arterienrohre: der Druck auf die Schlagader Seitens des aufgesetzten Instrumentes regt die Muskulatur des betreffenden Schlagadergebietes zur energischeren Action an, in Folge dessen ein grösserer Puls zur Entwickelung gelangt. Dieser allmähliche Uebergang des kleinen Mannespulses in den mittelgrossen lehrt uns aber auf das bestimmteste, dass

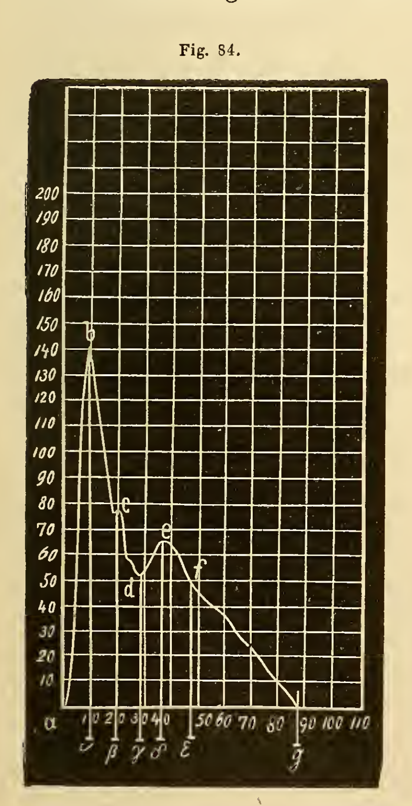
hier nicht zwei differente Typen von Pulsen vorliegen, sondern nur zwei Varietäten derselben Form. Die kleine Mannespulscurve der Radialis ist gleichsam eine gedrungene, in der Richtung von Oben nach Unten niedergedrückte mittelgrosse Curve.

Männer von grossem schlanken Körperbau mit weiten Schlagadern, ohne jedoch dem Greisenalter nahe zu stehen, liefern uns meist eine Radialcurve, welche in ihrer Gesammtheit noch grösser entwickelt ist, als die mittelgrosse Radialcurve. Legt man an eine solche Radialis den Sphygmographen mit schwacher Feder an, so trifft man vor der Rückstosselevation meist nur eine grosse Elasticitätsschwankung an: *E*, 1. Will man jedoch alle vor der Rückstosselevation liegenden Details der Curve registriren, so muss man mit grösserer Federkraft gegen die Arterie andrücken. Denn mit vollem Rechte hat O. J. B Wolff darauf aufmerksam gemacht, dass die schwache Feder während der Arteriencontraction zu locker anliegt und hierbei dem Arterienrohre vermöge ihrer zu grossen Weichheit und Nachgiebigkeit nicht nahe genug folgt, die starke Feder jedoch, indem sie auf die unter ihr liegende Arterie einen stärkeren Druck ausübt, immer in einem innigeren Contact mit der Arterienwand verbleibt und daher auch den Bewegungen derselben gleichmässiger folgen kann. Lässt man den grossen Mannespuls mit schwacher Feder verzeichnen, so erhält man Bilder wie in *E*; — derartige Curven müssen jedoch als unvollkommene bezeichnet werden. Will man genaue Curven erzielen, so muss man durch die an dem Marey'schen Sphygmographen hierzu angebrachte Schraube, die Druckfeder stärker spannen und ausserdem noch durch die kleine Feder (Fig. 7. I. s.), welche von Oben her den Schreibhebel gegen die Schneide auf der Druckfeder andrückt, von Oben her den Gegendruck gegen das Arterienrohr verstärken. Alsdann erst erzielt man mitunter richtige vollendete Curven wie in *F*. An dieser Curve liegen vor der Rückstosselevation *R* drei Elevationen. Die beiden unteren von diesen, die mit 1 und 2 bezeichnet sind, entsprechen dem gleichbezeichneten in C, es sind die beiden ersten Elasticitätselevationen der Curve. Die oberste Zacke hingegen, mit *S* bezeichnet, ist hervorgerufen durch den prompten Schluss der Semilunarklappen, sie ist also analog derselben Erhebung, die wir constant an der normalen

Carotidencurve, Axillariscurve, Femoraliscurve verfinden. An der normalen Radialiscurve tritt dieselbe gewöhnlich nicht mehr in die Erscheinung; es ist vielmehr nothwendig, dass der Radialpuls gross und stark ist, damit sich diese Erhebung von der Aortenwurzel aus bis in die Radialis fortpflanzen kann. Für gewöhnlich, d. h. bei kleinem und mittelgrossem Pulse ist das Erlöschen die Regel und desshalb wird in diesen Pulscurven besagte Elevation nicht angetroffen. Je grösser überhaupt der Puls im Ganzen ist, um so grösser sind auch die Einzelheiten in der Pulsbewegung und um so deutlicher markiren sich dieselben in der verzeichneten Pulscurve.

Es fällt also auch an der Radialiscurve die Spitze derselben nicht mit dem eigentlichen Ende der Systole des Ventrikels zusammen. Der dem Ende der Systole entsprechende Theil der Curve liegt vielmehr im obersten Theile des absteigenden Curvenschenkels. Da bei ruhigem Pulse eines Erwachsenen die Semilunarklappen der Aorta (cf. §. 100) $0{,}_{227}$ Sekunden offen stehen, so muss man an entsprechender Stelle der Radialiscurve die Grenze zwischen dem systolischen und diastolischen Theile der Curve suchen. Wenn man schlechthin die Bezeichnung systolischer und diastolischer Theil der Curven mit den Bezeichnungen aufsteigender und absteigender Curvenschenkel identificirt, so ist das also nur annähernd richtig und es ist offenbar genauer, wenn man die Differenzen festhält.

Fig. 84.



Bei der Radialiscurve des Greises finden wir als das cha-

rakteristischste Zeichen die sehr hoch gegen den Curvengipfel hinaufreichende und grosse erste Elasticitätselevation. Dies erklärt sich aber leicht nach meinen Versuchen an elastischen Schläuchen aus dem stärkeren Drucke (cf. pag. 124), unter welchem das Blut beim Durchgange der Blutwelle in den rigideren Gefässen des Greises steht. Denn bei geringerem Elasticitätscoëfficient der Gefässwand, wie die Ader des Greises ihn hat, wird durch die Flüssigkeitsmenge, welche bei jeder Systole eingetrieben wird, eine bedeutende Druckerhöhung eintreten. Das stark elastische Rohr hingegen kann diesem Drucke durch entsprechende Dehnung nachgeben.

Ich schliesse hier die Ausmessung der normalen Radialiscurve an, die nach demselben Maassstabe ausgeführt ist, wie die der vorherbeschriebenen Curven: $1 = 0{,}_{0714}$ MM., entsprechen $0{,}_{0108}$ Sekunden.

In der vorstehenden Curve war:

$a\alpha = 9 - 0{,}_{097}$ Sekunden entsprechend
$a\beta = 19 - 0{,}_{205}$ " "
$\alpha\beta = 10 - 0{,}_{108}$ " "
$a\gamma = 29 - 0{,}_{313}$ " "
$\alpha\gamma = 20 - 0{,}_{216}$ " "
$a\delta = 36 - 0{,}_{389}$ " "
$\alpha\delta = 27 - 0{,}_{291}$ " "
$a\varepsilon = 47 - 0{,}_{507}$ " "
$ag = 87 - 0{,}_{939}$ " "
$\delta g = 51 - 0{,}_{550}$ " "
$b\alpha = 140; - e\delta = 65. -$

Für eine ganze Reihe anderer Curven erhielt ich im Ganzen sehr ähnliche Werthe, die ich oben bereits mitgetheilt habe.

An der Radialiscurve der Kinder erkennt man in der Regel eine vor der Rückstosselevation belegene Elasticitätselevation von ziemlich starker Entwickelung. Die Rückstosselevation selbst pflegt unter normalen Verhältnissen nicht besonders hoch entwickelt zu sein, sie liegt näher dem Gipfel der Curve als bei Erwachsenen. Ihr schliesst sich endlich an eine zweite Elastici-

tätselevation, meist undeutlicher, als die erste; hinter ihr erreicht der absteigende Curvenschenkel endlich seine tiefste Stellung.

Ich lege das grösste Gewicht an dieser Stelle absichtlich auf die Darlegung der Verhältnisse der normalen Radialiscurve. Die Kenntniss dieser ist von der allergrössten Wichtigkeit namentlich für alle diejenigen, welche an der Curve der Radialis pathologische Veränderungen und Abweichungen des Pulses studiren wollen. Die Radialis ist in der That hierzu ein sehr passendes Gefäss. Ich will daher allen Aerzten anrathen, dass sie, bevor sie zur Untersuchung pathologischer Pulse greifen, sich gründlich über die Normalcurve informiren und namentlich auch in der Anfertigung tadelloser normaler Curven sich hinreichend üben, was nicht gerade im Handumdrehen erlernt wird.

Bei Anfertigung von Radialcurven darf der Arm nicht in äusserster Streckung sich befinden bei gleichzeitiger Supination. Bei dieser Lage nämlich wird der Radialpuls allemal abgeschwächt, wie Verneuil zuerst angegeben hat, und wie man leicht constatiren kann.

Die Ursache dieser Pulsschwächung liegt darin, dass bei dieser Position die Cubitalis gedrückt wird durch die Bicepsaponeurosis und die Sehne des Brachialis internus. Man findet diese Zusammenpressung der Arterie auch an Präparaten welche in dieser Lage injicirt worden sind.

Im Anschlusse an die vorgetragenen Verhältnisse des normalen Radialispulses müssen wir noch auf die wichtigsten pathologischen Abweichungen hinweisen. Vor allen Dingen erscheint es nothwendig, die bedeutendste aller pathologischen Pulsformen, den Pulsus dicrotus in seiner Entwickelung aus der Normalcurve zu verfolgen. Wir haben dieser Pulsart bereits im §. 76. und 77. (pg. 205 – 222) unsere Aufmerksamkeit gewidmet und verweisen auf die dort gegebene Darstellung, der sich diese Betrachtungen ergänzend anschliessen sollen.

Der Pulsus dicrotus steht gewöhnlich in genetischem Zusammenhange mit der Ausbildung des Fiebers. Schon O. J. B. Wolff hat darauf aufmerksam gemacht — und ich kann seine Angaben durchaus bestätigen, dass, wenn die Temperatur eines vorher gesunden Menschen nur um einige Zehntel anwächst, die Curve sich

bereits der Gestalt der dikrotischen nähert, ohne indess schon völlig deren Form anzunehmen. Ich verweise hier auf die Figur 61 C. (pg. 217). Diese Pulsform, welche bereits dem tastenden Finger, wenn auch schwach, als dikrotisch erscheinen kann, ist dadurch ausgezeichnet, dass unterhalb des Curvengipfels eine Elasticitätsschwankung sich zeigt, wie unter normalen Verhältnissen, die zweite ist jedoch in Wegfall gekommen. (cf. §. 72. p. 200.) Dabei senkt sich der Schreibhebel nach der Elasticitätselevation so sehr abwärts, dass er sich dem Fusspunkte der Curvenreihe erheblich nähert. Dadurch erscheint eben die Rückstosselevation markirter. Bei einer Temperatursteigerung von $38,_{6} - 38,_{8}$° C. pflegt in der Regel diese Formentwickelung einzutreten.

Steigt die Temperatur des Körpers im akuten Fieber nun noch um ungefähr einen Grad, aber nicht höher als 40° C., so tritt der eigentliche P. dicrotus auf. Bei ihm finden wir unterhalb des Curvengipfels ebenfalls nur eine Elasticitätsschwankung, welche überdies so weich und schwach sein kann, dass sie beim Curvenzeichnen sich leicht verwischt. Dagegen erreicht der Schreibhebel vor Registrirung der Rückstosswelle völlig die Grundlinie der Curve, so dass letztere besonders charakteristisch markirt erscheint. Wir finden in den passenden Fiebergraden den dikrotischen Puls bei allen fieberhaften Krankheiten, Infectionskrankheiten und entzündlichen Krankheiten.

Erreicht das akute Fieber einen Höhepunkt von über 40° C. mit entsprechender Pulsbeschleunigung, so wird von dem absteigenden Schenkel der grossen Rückstosswelle, — genau wie ich es §. 79. (p. 222—227) beschrieben habe, — ein Stück abgeschnitten durch die dichter aufgeschlossene folgende Curve. Im Uebrigen erleidet das Pulsbild keine Abänderung. Hierdurch kommt es, dass die Rückstosswelle undeutlicher zu fühlen ist, da sie ja weniger in ihrem hinteren Theile ausgebildet wird. Wir erhalten die Pulsform des Pulsus caprizans (pg. 220 §. 78), der sich endlich bei noch mehr beschleunigter Pulsfrequenz ein monokroter Typus anschliessen kann.

Wir sehen also, dass die Entwickelungsphasen des dikrotischen Pulses in den akuten fieberhaften Krankheiten gleichen Schrittes einhergehen mit den Nummern der Temperatursteigerung,

und es ist einleuchtend, dass uns oft schon eine gute Pulscurve Anhalt über die Fieberhöhe gewähren kann.

Fragen wir nach der Ursache dieser Erscheinung, so scheint mir unzweifelhaft, dass mit der Zunahme des Fiebers zugleich eine allmähliche Parese und Dehnung der kleineren Arterienästchen eintritt. Das Gefässsystem reagirt auf die Bewegungen des Fiebers mit grosser Promptheit in den akuten Krankheiten. In Folge dessen ist die Ausflussöffnung des gesammten arteriellen Systemes vergrössert und eben hierdurch wird die Vergrösserung der Rückstosswelle bedingt (cf. §. 38. p. 120 und §. 77. p. 218). Zugleich wird die Spannung im arteriellen Gebiete hierdurch gemindert und ebendesshalb fällt unterhalb des Curvengipfels eine Elasticitätsschwankung ganz fort und die andere wird so matt und weich, dass sie leicht beim Curvenzeichnen verwischt wird. Ist es doch klar, dass eine minder stark gespannte elastische Membran wenigere und kraftlose Schwingungen vollführt, als eine stärker gespannte. (cf. §. 72. p. 200.)

Indessen es gibt Fälle, in denen die Steigerung des Fiebers nicht eine conforme Ausbildung der dikrotischen Pulsform begleitet. Dies findet statt, ganz allgemein gesagt, wenn neben dem Fieber eine besondere Störung des vasomotorischen Nervenapparates oder der Arterienmuskulatur vorhanden ist. Man hat daher allemal, wenn die Oben genannte Temperaturnummer nicht die entsprechende Pulsform begleitet, an ein Leiden der Gefässnerven oder -Muskeln zu denken. Die Gefässnerven können hierbei an ihrem intracraniellen Centrum, oder in ihrem Verlaufe in der Medulla spinalis oder den Nervenstämmen ergriffen sein, irritirt oder paralysirt. Offenbar wirkt ähnlich eine conforme Affection der Gefässmuskeln. Traumatische Einflüsse, Entzündungen, Degenerationen, aber auch Intoxikationen (Blei, Ergotin etc.) können hier in Betracht kommen.

Dem denkenden Arzte eröffnet sich hier eine weite Perspective für die Diagnose und für den therapeutischen Eingriff und es bedarf nur dieser Hinweisung um die Wichtigkeit einer Curvenbetrachtung in allen akuten fieberhaften Krankheiten als durchaus nothwendig erscheinen zu lassen. Es ist einleuchtend, dass wenn durch einen besonderen Krankheitsvorgang bereits Nerv

und Muskel des Gefässrohres nachhaltig afficirt sind, sie nun bei eintretendem akuten fieberhaften Leiden nicht in einer Weise reagiren können, als wenn sie bis dahin unter normalem Eregungsgrade gestanden haben.

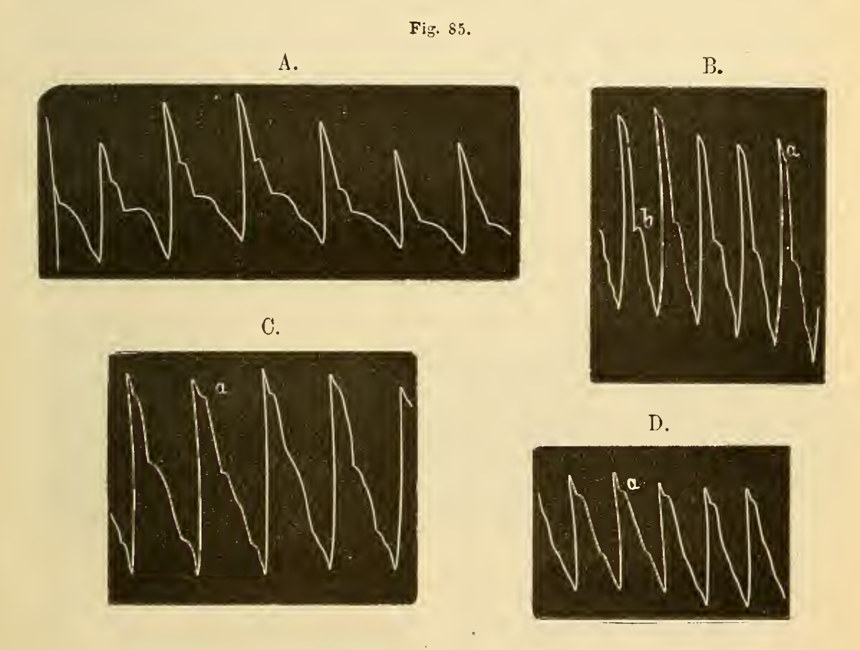
In Bezug auf die Pulscurven in chronischen fieberhaften Krankheiten hat O. J. B. Wolff, dem wir auch hier wichtige Aufschlüsse verdanken, den Satz aufgestellt, dass jener Parallelismus zwischen einer bestimmten Pulsform und einer bestimmten Temperaturnummer, den wir bei akuten fieberhaften Krankheiten constant vorfinden, gleichsam verschoben ist. Wir treffen die normale Radialiscurve nur dann, wenn die Temperatur des Kranken, — fügen wir hinzu des bereits marastisch geschwächten Kranken — eine starke Remission bis gegen $36,_3{}^0$ C. gemacht hat. Bei einer Steigerung dieser Nummer bis zur normalen Temperaturhöhe zeigt der Puls der Marastischen bereits das Uebergangsstadium zum dikrotischen Pulse. Und so geht es weiter. Im Allgemeinen hat also ein und derselbe Temperaturgrad beim chronisch fieberhaften Kranken eine weitere Form der dikrotischen Pulsentwickelung als Begleiterscheinung, als bei akut Fiebernden. Oder was dasselbe ist, derselbe Grad der Umbildung in die dikrotische Pulsform kommt beim chronisch Fiebernden bei einem niedrigeren Temperaturgrade zur Erscheinung als beim akut Fiebernden. Die Interpretation dieser Erscheinung finde ich darin, dass das Gefässsystem des geschwächten Menschen noch leichter afficirt wird durch das Fieber und noch lebhafter reagirt, als der fiebernde, bis dahin aber gesunde Mensch Natürlich dürfen auch beim chronisch Fiebernden keine besonderen Erkrankungen der Gefässnerven und Muskeln die geschilderten Wechselbeziehungen stören. Das Studium der Pulscurven chronisch Fiebernder und Marastischer gehört unbedingt zu den interessantesten und wichtigsten und ist gewiss berufen, Licht und Aufklärung von manchen Seiten her zu gewähren.

§. 107.

Die Pulscurve der Arteria brachialis in der Ellenbeuge.

Die Arteria brachialis liefert in der Ellenbeuge eine Curve, welche nicht wesentlich abweicht von der der Arteria radialis. Ich will daher auch nur mit wenigen Worten auf dieselbe Bezug nehmen.

Fig. 85.



Im Ganzen ist die Curve dieses Gefässes nicht unbedeutend grösser, als die der Radialis, wie wir es an der Curve *A* ersehen im Vergleich zur Curvenreihe *A* der Figur 83. Beide sind von demselben Arme desselben jungen Mannes entnommen worden; nur ist die Radialcurve mittelst eines neuen Marey'schen Sphygmographen, an welchem die Béhier'sche Modifikation angebracht war, verzeichnet. Das Täfelchen bewegt sich an diesem Instrument viel schneller, als an dem älteren Instrumente, welches in meinen Händen ist, und desshalb erscheinen die Curven mehr in die Breite auseinandergezogen.

Die Elevationen der Brachialcurve finden wir ganz ähnlich bei der Radialcurve vor, ich widme denselben aus diesem Grunde keine besondere Aufmerksamkeit.

Weil die Brachialcurve grösser ist, als die Radialcurve, ist es in manchen Fällen von sehr kleinem und schwachem Pulse zweckmässig, nur Brachialcurven statt der letzteren zu verzeichnen.

Ich will hier noch auf einen Punkt aufmerksam machen. Wegen der bedeutenderen Grösse der Curven und wegen der grösseren Nähe des Herzens sehen wir nicht selten auch an den Brachialiscurven in der Nähe des Curvengipfels jene uns bereits von der Axillariscurve her bekannte Elevation, welche ihre Entstehung dem Schlusse der Semilunarklappen verdankt.

Dieselbe müsste nach dem, was bereits darüber bei Besprechung der Axillaris- und Carotiscurve gesagt ist, und entsprechend der Deductionen im §. 100 $0{,}_{227}$ Sekunden später verzeichnet werden, als der Beginn des aufsteigenden Curvenschenkels. Es kann hier natürlich nur vom normalen ruhigen Pulse eines Erwachsenen mittleren Alters die Rede sein.

Ich will hier endlich noch eine Elevation erwähnen, welche wir bei der Insufficienz der Aortenklappen in der Nähe des Curvengipfels erkennen, wie sie die Curven *B*, *C*, *D* bei *a* zeigen. Die Natur dieser ist noch nicht bis zur Genüge aufgeklärt; ich bin geneigt, dieselbe für eine Elasticitätselevation zu halten. Dass dieselbe hoch am Gipfal nur in der Einzahl vorkommt, liegt begründet in der Natur des Pulses bei diesem Klappenfehler. Die Arterie erfährt bei der Systole eine sehr bedeutende und energische Dehnung, aber nach derselben nimmt auch rapide der Druck im Arteriensysteme wieder ab. In der kurzen Zeit der höchsten Spannung haben wir eine hohe Schwingungszahl der gespannten elastischen Membran. Daher ist die Elevation nur klein und kurz. Mit dem jähen Abfalle der Spannung nimmt natürlich auch die Schwingungszahl der elastischen gespannten Aterienwand beträchtlich ab, wir sehen daher nach der besagten ersten Elasticitätselevation die übrigen in grösseren Pausen nacheinander auftreten.

Die Rückstosselevation *B*, *b* ist unter den vorliegenden Ver-

hältnissen wenig entwickelt, und hierfür habe ich bei der Besprechung der Curve der Arteria carotis die Gründe entwickelt. Ich muss daher auf die Darlegung dieser letzteren an besagtem Orte verweisen. cf. pg. 325.

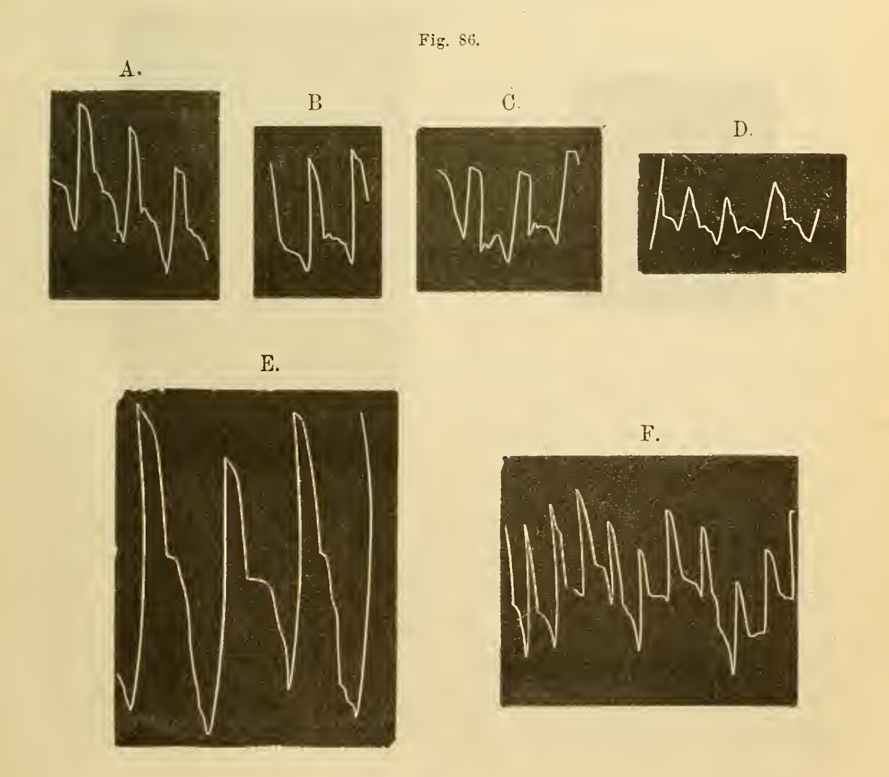
---

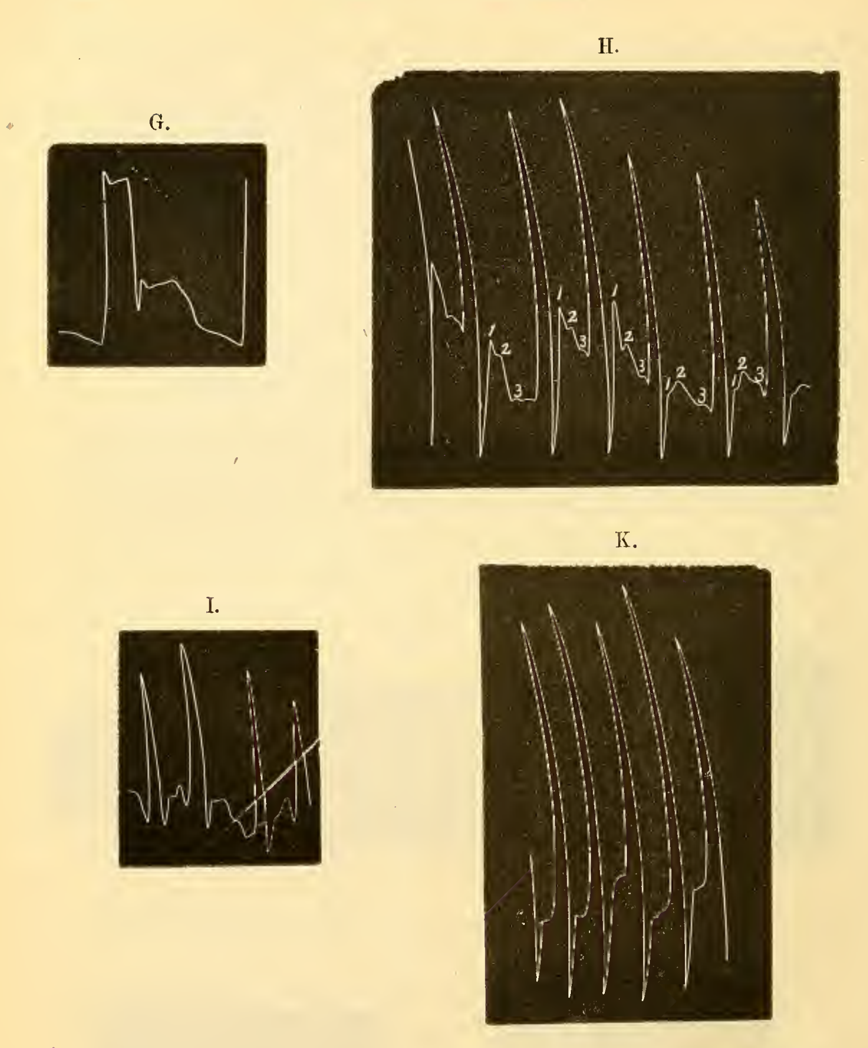
§. 108.

Die Pulscurve in der Arteria femoralis.

Dicht unter dem Poupart'schen Bande liegt die Arterie in vielen Fällen hinreichend oberflächlich, um dieselbe mit den Sphygmographen zu erreichen; die im Folgenden mitgetheilten Curven sind auch von dieser Stelle entnommen.

Fig. 86.





Die Curven *A*, *B*, *C* gehören einem kräftigen jungen Mann an und es können dieselben als wohlgelungene Pulsbilder bezeichnet werden. Der aufsteigende Curvenschenkel ist hoch und ziemlich steil emporstrebend, an dem Gipfel der Curve zeigt sich, wenn der Schreibhebel mit minimaler Reibung geführt wurde, eine leichte Erhebung, welche von dem prompten Schluss der Semilunarklappen der Aorta herrührt, wie sie ähnlich die Carotiscurve

aufweist. Ich verweise hier auf das, was ich über diese beachtenswerthe Erhebung bereits bei der Besprechung der Axillaris- und Carotiscurve mitgetheilt habe. Demnach und entsprechend den Berechnungen im §. 100 müsste sie um $0,_{227}$ Sekunden später verzeichnet sein, als der Beginn des aufsteigenden Curvenschenkels. Diese Verhältnisse sind natürlich nur zu beziehen auf den ruhigen Puls eines gesunden Erwachsenen mittleren Alters. Diese Elevation leitet zu dem absteigenden Curvenschenkel über. Der letztere fällt zuerst meist eine ziemlich lange Strecke weit nieder, bevor die Rückstosselevation beginnt. Vor dieser letzteren zeigt sich eine kleine Elevation, welche als die erste Elasticitätsschwankung zu betrachten ist. In der Reihe *A*, welche im Exspirium gewonnen wurde, liegt dieselbe höher am absteigenden Schenkel hinauf, als namentlich in *C*, welche im Stadium des tiefsten Inspiriums verzeichnet ist, aber auch noch höher als in *B*, welche in der Mitte zwischen höchster Inspiration und tiefster Exspiration gezeichnet wurde.

Die Rückstosselevation zeigt vornehmlich zwei Eigenthümlichkeiten. Zunächst ist sie lang und erreicht ihren Gipfel relativ spät. Man erkennt dieses namentlich deutlich an solchen Curven, die bei tiefem Inspirium gewonnen sind, weil bei diesen die Rückstosselevation deutlicher abgesetzt erscheint, wie z. B. in *C*. Vergleichen wir die Curve *C* mit der im Inspirium verzeichneten Carotiscurve Fig. 75 A (I) p. 315, so tritt das Angeführte augenscheinlich hervor. In der Carotiscurve liegt die Rückstosselevation viel näher dem Anfangspunkte der Curve, als in der Femoraliscurve. Nehmen wir das Maass für die gesammten in Rede stehende Curve der Carotis und Femoralis, so zeigt sich augenscheinlich, dass bei der Femoraliscurve *C* der Gipfel der Rückstosselevation etwa an der Grenze des mittleren und hinteren Drittels des ganzen Curvenraumes liegt, in der Carotiscurve *I* hingegen nahe der Mitte desselben. Und so muss es nach dem von uns aufgestellten Gesetze sein.

Als zweite Eigenthümlichkeit tritt an der Rückstosselevation der Femoralis, — aber nur, wenn dieselbe mit minimaler Reibung verzeichnet wurde, — hervor, dass dieselbe auf ihrer ganzen Ober-

fläche mit niedrigen kleinen Elasticitätselevationen besetzt ist, siehe *C* (zweite Curve) und *D*.

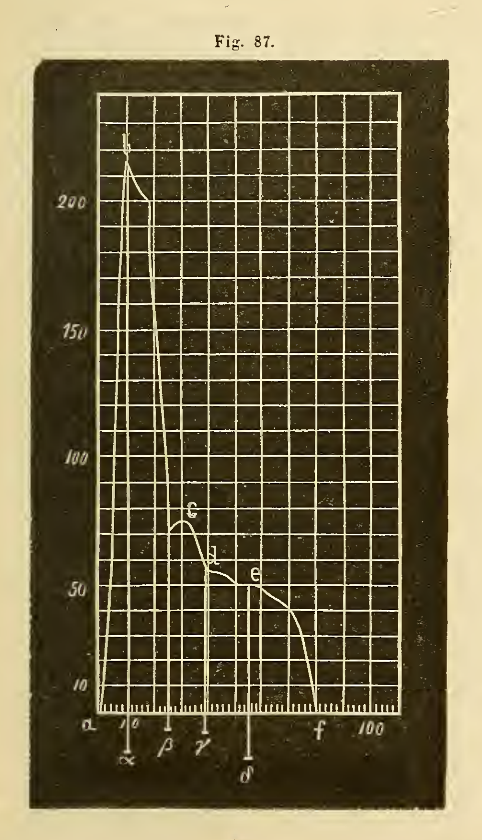
Ich füge hier noch an die Betrachtung der Femoraliscurve eines grossen curarisirten Hundes (*H*, *I*, *K*). In *H* ist die Rückstosselevation deutlich nebst drei Elasticitätsschwankungen (1, 2, 3). Bei grösserer Pulsfrequens als in *H* fällt ein entsprechendes Stück der Curve aus, wie in *I* und namentlich in *K*. Ich habe hierüber bereits im §. 79 p. 226 gehandelt und weise auf diesen hiermit zurück.

Ich will an die besprochenen Curven sogleich erläuternd eine künstliche (*G*) anschliessen, welche wie ich glaube recht glücklich den Femoralis-Typus immittirt. Ich hebe besonders hervor, dass diese Curve an einem einfachen, mit keinen Nebenästen versehenem elastischen Rohre gezeichnet worden ist und sie wird es plausibel machen, dass die sämmtlichen Elasticitätselevationen, die sie so schön wiedergibt, ebenso die Rückstosselevation nicht von Uebertragungen aus anderen anastomosirenden Röhren herrühren. Die Gipfelzacken der Curve *G* rühren von wahrem Anakrotismus her, bedingt durch relativ lang andauernde Systole.

Die Femoraliscurve, wie wir sie in *A*, *B*, *C* besprochen haben, erleidet mitunter einige Abweichungen, die aber im Ganzen als unwesentlich bezeichnet werden können. Die Curve *D* rührt von einem weiblichen Individuum von mittlerer Grösse her. An derselben ist die durch den Klappenschluss bedingte Gipfelzacke verwischt. Wir finden dieses nicht gerade selten bei kleinen Systolen, unter Anderen bei frequentem Pulse wie z. B. in *F*, wo an einzelnen Curven die Elevation ausgeprägt ist, an anderer nicht. Die Curvenreihe *F* ist von einem älteren fieberlosen Manne entnommen. Die erste Elasticitätselevation, die wir in *B* und *C* dicht vor der Rückstosselevation antreffen, kann mitunter höher gegen den Gipfel hinaufrücken, wie es *A*, noch deutlicher aber *D* zeigt, wo dieselbe bis zur Mitte zwischen Curvengipfel und dem Beginn der Rückstosselevation hinaufgerückt ist Es hängt dies wohl unzweifelhaft vom höheren Drucke im Gefässrohre ab, wie dies ja für die Curven C, *B*, *A* ganz sicher ist, da es die Respirationsphasen beweisen, in denen die einzelnen Curven verzeichnet wurden. Es steht übrigens dieses Hinaufrücken der Elasticitäts-

schwingung gegen den Curvengipfel hin in vollständigster Uebereinstimmung mit den von uns aufgestellten allgemeinen Gesetzen über dieselben.

Fig. 87.



Ich habe den normalen Curven noch die Curven E beigefügt, welche verzeichnet wurde von der Femoralis eines Mannes, welcher dicht oberhalb des Poupart'schen Bandes ein ziemlich umfangreiches Aneurysma der Iliaca externa besass, an welchem derselbe auf der hiesigen chirurgischen Klinik mittelst der Digitalcompression behandelt und vollkommen geheilt wurde. Die Curve selbst zeigt ausser ihrer gewaltigen Grösse keine Abnormitäten, da dieselbe in ihren Einzelheiten nur Vergrösserungen normaler Verhältnisse bietet.

Eine genaue Ausmessung einer gut verzeichneten Curve ergab nebenstehende Werthe:

Auch hier entspricht 1 Theil des Okularmikrometers ($= 0,_{0714}$ MM.) $0,_{0108}$ Sekunden.

$a\,\alpha = 10$ entsprechend $0,_{108}$ Sekunden.
$\alpha\,\beta = 25$ „ $0,_{270}$ „
$a\,\gamma = 39$ „ $0,_{421}$ „
$\alpha\,\gamma = 29$ „ $0,_{313}$ „
$a\,\beta = 55$ „ $0,_{594}$ „
$a\,f = 80$ „ $0,_{864}$ „
$\alpha\,b = 215.;\ \delta\,e = 52.$

Es ergab sich fernerhin als Mittel aus 24 Curvenausmessungen, dass bei einer Dauer der Curve (Zeit des Einzelpulses) von $88,_5 = 0,_{926}$ Sekunden, die Zeit vom Beginn der Curve bis zur Höhe der Rückstosselevation $55,_0$ war $= 0_{594}$ Sekunden, von hier bis zum Ende der Curve jedoch nur $33_5 = 0,_{332}$ Sekunden.

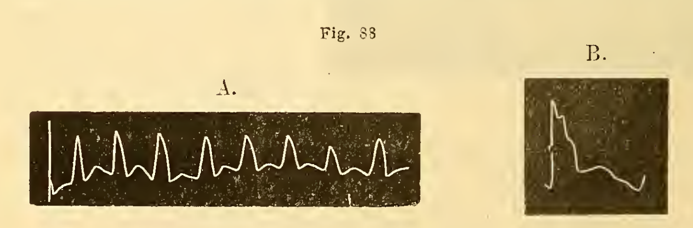
---

§. 109.

Die Pulscurve der Arteria pediaea.

An keiner Arterie des menschlichen Körpers prägt sich das Zeichen der grossen Entfernung vom wellenerregenden Apparate so sehr aus, als an der Pulscurve der Arteria pediaea. Unsere Untersuchungen über die Pulsbewegungen in elastischen Röhren haben uns diese Zeichen kennen gelehrt; es sind 1) niedriger, schräger aufsteigender Curvenschenkel, 2) spät erfolgende Rückstosselevation und 3) hoch gegen den Curvengipfel hinaufgeschobene Elasticitätsschwankungen. Wir wollen jedoch im Einzelnen die Charaktere der Pulscurve der Art. pediaea im Folgenden analysiren. Die Erzeugung von Curvenbildern dieser Schlagader, welche auf das Prädikat tadellos Anspruch machen können, gehört zu den schwierigeren Theilen der sphygmographischen Technik.

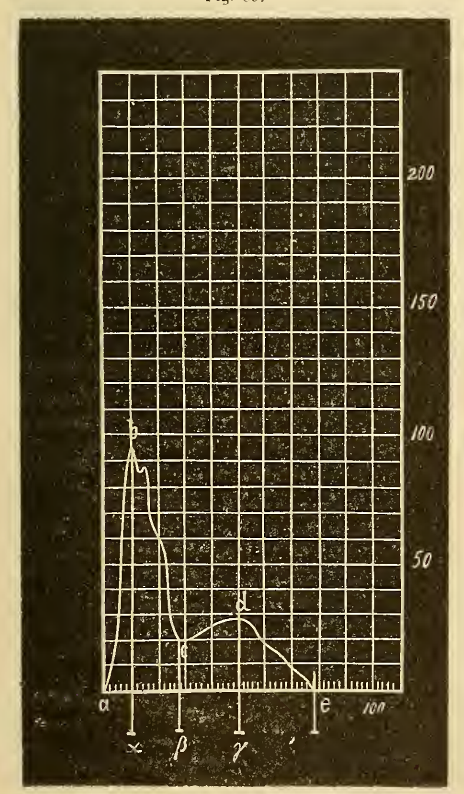
Fig. 88



Der aufsteigende Curvenschenkel der normalen Curve (Figur 88 A.) ist relativ niedrig, es weicht ferner die Richtung desselben mehr schräg von der ruhenden Bogenlinie nach rechtshin ab. Man erkennt ferner deutlicher, als an anderen Pulscurven, an dem aufsteigenden Schenkel, dass derselbe die Gesalt eines langgezogenen ʃ besitzt. Der Gipfel der Curve ist

niemals von ähnlicher Schärfe in der Spitzenzeichnung wie an anderen Pulscurven, etwa wie an der Art. radialis, er stumpft sich überdies, wenn nicht mit minimalster Reibung gezeichnet wurde, leicht ab. Im *absteigenden Curvenschenkel* erkennt man, aber nur an wohlgelungenen Curven (B), zunächst dicht unter dem Gipfel eine kleine Zacke, unter welcher, etwa in der Mitte der oberen Hälfte des absteigenden Curvenschenkels eine zweite langgezogene wellenförmige Elevation sich zeigt. Dies sind zwei Elasticitätselevationen, die gerade an der Art. pediaea so sehr hoch gegen den Gipfel der Curven hinaufrücken. (cf. §. 69. pag. 198.) Nachdem unterhalb der zweiten Elasticitätselevation der Schreibehebel noch eine ziemliche Strecke weit niedergefallen ist, beginnt unter wellenförmigei Führung der Hebel die lange stumpfgipfelige Rückstosselevation zu verzeichnen. Es ist schon (pag. 183) hervorgehoben worden, dass die Spitze derselben erst nach $0,_{524}$ Sekunden im Mittel erreicht werde, während bei der Arteria radialis die Zeit vom Beginn der Curve bis zu diesem Punkte nur $0,_{388}$ Sekunden im Mittel beträgt. Leichte, niedrige, wellenförmige Schwankungen, und zwar höchstens zwei, folgen endlich der Rückstosselevation nach und mit ihr erreicht die Pulscurve ihren Abschluss.

Fig. 89.



Eine mikroskopische Ausmessung einer besonders gutgelungenen Curve ergab folgende Werthe für die Einzeltheile derselben:

$a\alpha = 10 - 0{,}_{108}$ Sekunden entsprechend,
$a\beta = 27 - 0{,}_{291}$ „ „
$\alpha\beta = 17 - 0{,}_{184}$ „ „
$a\gamma = 50 - 0{,}_{540}$ „ „
$\alpha\gamma = 40 - 0{,}_{432}$ „ „
$ae = 78 - 0{,}_{842}$ „ „
$\gamma e = 38 - 0{,}_{390}$ „ „

Die Ausmessung einer ganzen Anzahl guter Curven lieferte ein ähnliches Ergebniss. — Ich brauche wohl kaum darauf aufmerksam zu machen, dass die Rückstosselevation an der Pulscurve bei kleinen Individuen, namentlich bei Kindern früher auftritt, als bei Grossen. Es ist ja bei jenen die Arterienbahn viel kürzer, als bei diesen. Es gilt dies natürlich in derselben Weise auch für die anderen Schlagadern des menschlichen Körpers. So fand ich z. B., dass die Rückstosselevation an der Pediaea eines Kindes um etwa $\frac{1}{3}$ der Zeit früher eintrat, als an der eines Erwachsenen; an der Radialis um etwa $\frac{1}{4}$ bis $\frac{1}{5}$ der Zeit. —

Ich will an dieser Stelle noch eines Versuches gedenken, der in so recht schlagender Weise zeigt, dass die Rückstosselevation an der Pediaea bedeutend später eintritt, als beispielsweise an der Radialis. Um dies zu zeigen, wähle ich mir zwei ungefähr gleich grosse, erwachsene, gesunde Individuen mit ungefähr gleicher Pulsfrequenz. Dem einen binde ich einen Sphygmographon auf die Radialis, dem andern einen solchen auf die Pediaea. Die Schreibhebel werden natürlich an beiden gehoben, entsprechend der primären Elevation und entsprechend der Rückstosselevation. Man stellt beide Individuen so, dass die Sphygmographen nahe beisammen sind. Trifft nun — was nach einiger Frist sich stets ereignet — der Puls der Radialis des Einen genau zusammen mit dem Pulse der Radialis des Andern, so sieht man, wie durch die primäre Elevation beide Schreibhebel momentan gehoben werden, durch die Rückstosselevation wird hingegen der Hebel des Pediaeapulses erheblich später emporgehoben. Die Pulscurve der A. pediaea bei Greisen zeigt uns — worauf schon O. J. B. Wolff mit Recht aufmerksam gemacht hat — einen auffallend schräg aufsteigenden Elevationsschenkel und ein sehr hohes Auf-

wärtstreten der ersten Elasticitätsschwankung bis dicht an den Curvengipfel hinan. Das sind Zeichen, dass in der Pediaea des Greises die Pulswelle relativ energielos ankommt, wozu neben der grossen Entfernung vom Herzen wahrscheinlich die grössere Rigidität der Adern das Meiste beiträgt. Die erste Elasticitätsschwankung liegt nun in vielen Fällen sogar höher als der Gipfel der Curven und so haben wir den echten Anakrotismus der Pediaea. Meine Untersuchungen am elastischen Schlauche (§. 46., 47., 48.) haben nun gelehrt, dass der Anakrotismus begünstigt werde, sowohl durch einen weiten Abstand der Stelle des elastischen Rohres vom wellenerregenden Apparate, als auch besonders durch einen verminderten Grad der Elasticität des elastischen Rohres. Und trifft nicht dieses an der Pediaea des Greises in schlagendster Weise zu? So sehen wir also, dass durch den physikalischen Versuch die Erscheinung im lebenden Schlagaderrohre völlig erklärt wird.

Bei der Umbildung des normalen Pediaeapulsbildes in ein dikrotisches ist auf zwei Momente vor Allem Rücksicht zu nehmen: 1) nämlich, dass die Rückstosswelle der Pediaea beträchtlich später eintritt, als in der A. radialis, und 2) dass dieselbe sich zu bilden beginnt, wenn der Schreibhebel bereits ziemlich tief niedergesunken ist. Daher kommt es namentlich, dass eine viel geringere Pulsbeschleunigung an der Pediaeacurve bereits Theile des absteigenden Schenkels der Rückstosselevation wegschneidet (cf. §. 79. pag. 222. ffg.), die unter diesen Verhältnissen der Radialiscurve noch erhalten bleiben. Die Form des Pulsus caprizans muss daher aus demselben Grunde bei einer geringeren Pulsfrequenz an der A. pediaea eintreten, als an der A. radialis. Und endlich erreicht auch bei steigender Pulszahl der Puls der Pediaea eher den Typus des monocroten Pulses als der Radialpuls. Bei einer Zeitdauer, innerhalb welcher der einzelne Pediaeapuls bereits vollständig monocrot ist, hat die Radialiscurve noch ein ganzes nicht unbeträchtliches Stück ihrer Rückstosselevation erhalten.

Literatur.

Aristoteles, Thierkunde von Bona Meyer, Berlin 1855.
Andr. Cleyer, Specimen medicinae Sinicae.
Mich. Boymius, Clavis medica ad Sinarum doctrinam de pulsibus.
Erotianus, gloss. in Hippocrat. edit. Franz.
Claudii Galeni Opera. Edit. Junta. Venetiae 1597.
H. Haeser, Geschichte der Medizin. 1853.
Daremberg, Traité sur le pouls, attribué à Rufus d' Éphèse. Paris 1846.
Celsus, Aulus Cornelius. Ausgabe von Targa Patav. 1769.
Vesalius, de fabrica corporis humani. Basil. 1543.
W. Harvey, Exercitatio anatomica de motu cordis et sanguinis in animalibus. Francof. 1628.
J. Struth, Sphygmica ars super 1200 annos perdita. Basil 1555.
St. Hales, Statik des Geblütes. Halle (übers.) 1748.
Marquet, Nouvelle méthode pour connaitre le pouls par les notes de la musique. Nancy 1747.
Albrecht v. Haller, Elementa physiologiae. Lausanne 1760 T. II
Bordeu, Recherches sur le pouls par rapport aux crises. Paris 1756–1768.
Kepler, Astronomie III.
Fouquet, Essai sur le pouls par rapport aux affections des principaux organes. 1767.
J. Weitbrecht, (Fortpflanzungsgeschwindigkeit des Pulses.) Comment. acad. scient. Petrop. VII.
Piorry, Traité de diagnostic et de sémiologie Paris 1837.
King, Guy, hospit. rap. Tom. 2. pag 107.
Burdach, Physiologie IV.
Bamberger, Herzkrankheiten.
Pickford in Henle und Pfeuffers Zeitschr. f. rat. Mediz. Bd. IV. 1846
Albers, Allgemeine Pathologie. Bonn 1844.
L. Euler, Principia pro motu sanguinis per arterias determinando. Oper. postuma. Tom. II. Petropoli 1862
E. H. Weber, Berichte über die Verhdl. d. Kgl. sächs. Ges der Wiss zu Leipzig. Math. phys. Kl. Bd. I. 1850. — Müllers Archiv 1852.
Donders, Handbuch der Physiologie übers. von Theile
J. Budge, Allgemeine Pathologie. Bonn 1843. — Lehrb. Physiologie, Weimar.
Dellus, vom aussetzenden Puls, einigen anderen Pulsarten und Angelegenheiten des Herzens. Erlangen 1784.
Falconer, Beobachtungen über den Puls. Leipzig 1797.
J. Floyer, The physic. pulsewatch
Schwenke, Haematologia.
Bryan-Robinson, Essays on animal oeconomy.

Parry, Experimentalunters. über die Natur, Ursache und Verschiedenheit des arteriösen Pulses. Hannover 1817.
Nick, über die Bedingungen der Häufigkeit des Pulses. Tübingen 1826
Graves, Dublin hospital reports Vol. V. 1830.
J. Müller, Handbuch der Physiologie 1834. I.
Blackley, On the cause of the pulse being affected by the position of body. Dublin journ. of med and chem. sc. 1834.
Hourmann und Dechambre, Archiv génér. de méd. Tom IX. 1835.
Knox, Edinb. med. and surg. Journ. Vol. 11.
Rameaux und Serrus, Bullet. de l'acad. de Bruxelles 1839.
Harden, americ. medic. journal 1843.
Suchier, de pulsus normalis differentia. Diss. Marburg 1843.
Pennock, Edinb. med. and surg. journ. 1847.
Nitsch, de ratione inter pulsus frequentiam et corporis altitudinem babita. Diss. Halae 1849.
Volkmann, Hämodynamik. Leipzig 1850.
Lichtenfells und Fröhlich, Denkschr. der K. K Akadem. der Wissensch. zu Wien. 1852.
W. A. Guy, Todd's Cyclopaedia of anat. and physiol. IV. 1852
Rameaux, Le lois suivant lesquelles les dimensions du corps déterment la capacité et les mouvements fonctionels des poumons et du coeur. Bruxelles 1857.
Betz, über ein arithmetisches Gesetz in der Pulslehre. Memorabilien aus der ärztlichen Praxis VII. 1862
Blot, du relantissement du pouls dans l'état puérpéral. Archiv génér. de méd.
Chelius, Prager Vierteljahresschrift Bd. 21. 1850.
Vierordt, Lehre vom Arterienpuls in gesunden und krankhaften Zuständen 1855. — Die Erscheinungen und Gesetze der Stromgeschwindigkeiten des Blutes Frankfurt 1858 — Die Pulscurven des Hämodynamometers und des Sphygmographen. Archiv für physiol. Heilkunde. 1857. N. Folge, 1 Bd, pag. 552. — Die Anforderungen an den Sphygmographen. Archiv der Heilkunde IV. 1863., pag. 513–521
Redtenbacher, zur Kritik des Hämadynamometers. Archiv für physiol Heilkunde. II. pag. 135.
Traube, Medizinische Central-Zeitung 1860, No. 95.
Broca, Emploi du sphygmographe dans l'étude de tumeurs aneurysmales. Gaz. des hôp. 1861.
A. Berti (Pulsmesser) Gazz. lombard. 1857., No. 18.
Wunderlich, über den Sphygmograph von Marey. Archiv der Heilkunde 1861. pag. 94.
Meissner, Jahresbericht über die Fortschritte der Physiologie. Zeitschrift für rat. Medicin 1859 ffg.
Buisson, Quelques recherches sur la circulation du sang à l'aide des appareils enregistreurs. Thèse de doctorat. Paris 1862. — Quelques recherches sur la circulation. Gazette médical de Paris 1861. No 20. pag. 319.
C. Ludwig, Lehrbuch der Physiologie.
Duchek, Untersuchungen über den Arterienpuls. Zeitschrift der K. K Gesellschaft der Aerzte zu Wien. 1862.
B. Reichert, Studien des physiol. Inst. zu Breslau, Leipzig 1858.
Mach, Sitzungsberichte der K. K. Akademie der Wiss. zu Wien 1862, Bd. 46 und 1863 Bd. 47, pag. 33 und 53. Zeitschrift der Aerzte in Wien 18 2. Jahrgang 18, Bd. 2. — Untersuchungen der Naturlehre von Moleschott Bd. X. pag. 71. 1865
O. Naumann, Beiträge zur Lehre vom Puls. Zeitschrift für rat. Medizin Bd. 18, pag. 193. 1863. — Archiv der Heilkunde 1864, pag. 403.

Martin und Mauer, (Puls der Gebärenden). Archiv für physiologische Heilkunde. Bd. 13.
Winternitz, Med. Jahrb. der K. K Gesellsch. der Aerzte zu Wien, 1863.
Lissauer, über den Puls während des Fastens. Archiv für gemeinsch. Arbeit. 1863
Bamberger, Beobachtungen über den Venenpuls. Würzburger mediz Zeitschrift. 1863 Bd. IV., pag. 232.
Geigel, über den Venenpuls, daselbst 1863. pag. 332.
Marey, Physiologie médicale de la circulation du sang. Paris 1863. — Du mouvement dans les fontions de la vie. Paris 1867. — (Siehe pag. 44 bis 46).
L. Landois, Amtlicher Bericht der Naturforscher-Versammlung in Stettin 1863. — Die normale Gestalt der Pulscurven; Archiv für Anatomie, Physiologie etc. 1864. — Die directe Herzreizung. Greifswalder mediz. Beiträge II 161. — Ueber die normale Gestalt der Pulscurven und einige characteristische Veränderungen derselben bei Krankheiten der Gefässe und des Herzens Berliner klin. Wochenschrift 1864 No. 35. 36. — Anakrotie und Katakrotie der Pulscurven. Centralbl. für d. mediz. Wissensch. 1865 No 10. — Neue Bestimmung der zeitlichen Verhältnisse etc. am Herzen. Daselbst 1866, No 12. — Zwei verschiedene Ursachen der katakroten Erhebungen an den Pulscurven. Daselbst 1869 No. 48. — Verhandlungen des medizinischen Vereins zu Greifswald. Berl klin. Wochenschrift 1870, No 8 pag. 98 und No. 28. pag 340. — Das Gas-Sphygmoscop. Centralbl. f. d mediz. Wiss. 1870. No. 28.
A Cousin, Essai sur le sphygmographe etc. Strassbourg. Thèse de doctorat 1864.
J. Czermak, Sphygmische Studien. Mittheilungen aus dem Privatlaboratorium 1864. — Sphygmische Bemerkungen. Sitzungsberichte der K. K. Akad. der Wissensch zu Wien. Bd. 47 1863. pag. 438. — Ueber die Fortpflanzungsgeschwindigkeit der Pulswellen. Prager med. Wochenschrift 1864, No. 17. — Nachweis der Erscheinung der sogenannten Pulsverspätung beim Frosche etc. Sitzungsberichte der K. K. Akademie der Wissensch. zu Wien 1865. Bd 51, pag. 152.
Koschlakoff, Untersuchung über den Puls mit Hülfe des Marey'schen Sphygmographen. Virchow's Archiv Bd 30. pag 149—176.
Friedreich, Herzkrankheiten. Zweite Auflage 1867. — Deutsches Archiv für klin. Medizin 1865. pag 241.
v. Wittich, Prüfung des Marey'schen Sphygmographen. Amtl. Bericht des Naturforscher Vers. zu Hannover 1865.
O. J. B. Wolff, Charakteristik des Arterienpulses. 1865.
— Beobachtungen über den Puls bei Geisteskranken. Zeitschr. für Psychiatrie. 1869 Bd 26
— Ueber fehlerhaftes Pulszeichnen. Prager Vierteljahresschr 1871.
Vivenot, Ueber den Einfluss des verstärkten und verminderten Luftdruckes etc. Mediz. Jahrb der K. K. Gesellschaft der Aerzte zu Wien. 1865. p 207. — Virchow's Bd. 34.
J. Setschenow, Eine neue Methode die mittlere Grösse des Blutdruckes in den Arterien zu bestimmen. Zeitschr. f. rat. Mediz. XII p. 334.
Anstie, The Sphygmograph in english medical practice. The Lancet 1866. p 671. — The Lancet 1867. p 485.
Burdon-Sanderson and Francis Anstie, On the application of physical methods to the exploration of the movements of the Heart and Pulse in Disease. The Lancet 1866 p 517. — 1867 p. 170.
Burdon-Sanderson, Handbook of the Sphygmograph. London 1867. — Lecture on the characters of the arterial pulse. British med. journ. 1867. II.

B. F. Foster, Medical Times and Gazette, London 1866 29. Sept.; 8. Dec. 1866; 20. April 1867. — Medical Press and Circular. London, 19. Dec. 1866. — The Lancet 1866, p 634. — Journal of anatomy and physiology 1867 No 1. pag. 62. — British and foreign medico-chirurgical Review 1867, Tom 40, pag. 240.-(Abhandlungen diagnostisch-practischen Inhaltes)

Haynes-Walton, Examination by the Sphygmograph in a case of axillary aneurysma. The Lancet 1866, pag. 176.

W. Rive, De Sphygmograaf en de sphygmographische Curve. 1866. Academisch proefschrift. Utrecht.

O. Schadewald, Sphygmologiae historia inde ab ant antiquissimis temporibus usque ad aetatem Paracelsi, diss inaug. Berolini 1866.

Mantegazza, Della azzione del dolore sulla calorificazione e sui moti del cuore. Ricerche sperimentali, Milano (tipogr. e libr. di Gius Chiusi) 1866. — Gazetta lomb. 1866.

Scott Alison, A description of a new Sphygmoscope Philos. mag. and journ of sc. Vol. XII. N 80.

Onimus ot Viry, Journal de l'anatomie et de la physiologie, 1866 No. 1. et 2.

E. Divers, The causes of the events in arterial pulsation. British medical journal 1867. II. p 96.

H. R., Arbeit desselben Titels, an derselben Stelle.

Grimshaw, (Typhus-Puls) The lancet 1867.

Hawskiey, The sphygmograph. The lancet 1867.

A. Eulenburg, Sphygmographische Untersuchungsergebnisse bei Krankheiten der Neryencentra. Berl. klin Wochenschr 1868. N. 28 ffg. — Sphygmographische Untersuchungen über den Carotidenpuls im gesunden und kranken Zustande. Virchow's Archiv Bd. 45.

P. Dupuy, Rapports généraux des mécanismes circulatoire et respiratoire. Gazette médicale de Paris. 1867 No 11. pag 162; — No. 14. pag 212.. —

A. Bordier, De l'emploi du sphygmographe dans l'étude des agents thérapeutiques. Bulletin de thérap. Tom 74. gag. 105. 1868..

Voisin, De l'épilepsie simulée et de son diagnostic par les charactères sphygmographiques du pouls. Annal. d'hygiène publique et de médecine légale. Paris, Tom 29. pag 344.

Siredey, Sur un noveau charactère du pouls dans la méningite. Soc. méd des hôp. de Paris. 10 juin 1868.

Béhier, Modification des Instrumentes Bulletin de l'académie de méd. 1868 Tom 33. pag. 176.

Longuet, Nouveau sphygmographe, Ebendaselbst Tom 33. 1868, pag. 962.

Bayol, Le pouls vu au spygmographe. Thèse de doctorat. Montpellier 1869.

Fraser, The effects of rowing in the circulation as schown by examination with the Sphygmograph. The Journal of anatomy and Physiology. Vol. III. 1869.

P. Lorain, Études de médicine clinique faites avec l'aide de la méthode graphique et des appareils enregistreurs — Le Pouls ses variations et ses formes diverses dans les maladies. Paris 1870.

A. Fick, Ein neuer Blutwellenzeichner. Archiv für Anatomie, Physiologie etc. 1864 pag. 583. — Ueber die Form der Pulswelle in den Arterien. Centralblatt f. d. mediz. Wissenschaften 1864. pag. 785. — Die Geschwindigkeitscurve in der Arterie des lebenden Menschen. Unters. aus d. phys. Lab. zu Zürich Wien 1869. — Mediz. Physik. —

J. Tachau, Experimentalkritik eines neuen, von A. Fick construirten Pulswellenzeichners. Dissertation 1864, Zürich.

P. Q. Broudgeest, Beiträge zur Kenntniss des Arterienpulses. Archiv für die holländischen Beiträge. Bd. III. 1861, pag. 110. — Waarnemingen van gebreken van het hart en de slagadern in verband met de an-

wending van den sphygmograaf. Nederlandsch archief voor Genees- en Naturkunde. I. pag. 39. 1865

G. Valentin, Versuch einer physiologischen Pathalogie des Herzens und der Blutgefässe 1866. — Lehrbuch der Physiologie des Menschen. 2. Auflg. Braunschweig 1847, Bd. I. — Grundriss der Physiologie. 4. Auflage. Braunschweig 1855.

A. F. Schummer, vergleichende Prüfung der Pulswellenzeichner von Ludwig und A. Fick. Diss. Dorpart. 1867.

Ch. Ozanam, Le battemens du coeur et du pouls reproduits par la photographie. Compt. rend. 1867. pag. 314.

Baker, A new form of sphygmograph. British medic. journ. 1867, pag. 604.

J. Sawyer, On the application of Marey's sphygmogragh to the radial artery of the wrist. Medic. times and Gazette 1868. II gag. 2.

A. A. Thamm, Beiträge zur Lehre über Venenpuls und Gefässgeräusche. Diss. Königberg 1868.

H. Quincke, Beobachtungen über Capillar- und Venenpuls. Berliner klinische Wochenschrift 1868, No. 34.

H. Hartshorne, On a new method of sphygmographic observation. American journal of the medical sciences. 1868. pag. 287.

Payne Cotton, Case of unusually rapid action of the heard British med. journ 1867.

Watson, ähnliche Beobachtung. Daselbst, 1867.

Edmunds, ähnliche Beobachtung. Daselbst 1867.

Bowles, desgleichen. Daselbst, 1867.

A. Steffen, (Puls der Kinder.) Jahrb. der Kinderheilkunde, 1870.

Autoren-Register.

Gedruckt bei Julius Sittenfeld in Berlin.





